

Aus der  
Orthopädischen Klinik und Poliklinik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Professor Dr. med. Dipl.– Ing. V. Jansson

**Kernspintomographische Verlaufsbeurteilung nach  
autologer Knorpelknochen transplantation des medialen  
Femurkondylus bei Osteochondrosis dissecans**

DISSERTATION  
zum Erwerb des  
Doktorgrades der Medizin

an der  
Medizinischen Fakultät der  
Ludwig- Maximilians- Universität  
zu München

vorgelegt von  
THOMAS NORBERT BARTL  
aus München

2009

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. habil. Dr. Ing. W. Plitz

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Ulrich Klein

Mitbetreuung durch die  
promovierten Mitarbeiter: PD Dr.med. Hermann Mayr  
PD Dr.med. Christian Glaser

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 22.10.2009

## Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	5
2. Fragestellung.....	6
3. Grundlagen und Literaturübersicht.....	7
3.1. Aufbau und Funktion des Gelenkknorpels.....	7
3.2. Osteochondrosis dissecans.....	9
3.3. Therapie der Osteochondrosis dissecans.....	12
3.4. Autologe Knorpelknochen transplantation (AOT).....	13
3.5. Magnetresonanztomographie (MRT).....	18
3.5.1. Magnetresonanztomographie als diagnostisches Mittel.....	18
3.5.2. Spezielle Sequenzen und Einstellungen.....	20
3.5.2.1. Knorpelspezifische Ausrichtung.....	21
3.5.2.2. Sequenztypen.....	21
3.5.2.3. Besonderheiten.....	24
3.5.3. T2 mapping.....	27
3.5.4. Histologie und Magnetresonanztomographie.....	28
4. Material und Methoden.....	32
4.1. Studiendesign und Patientenkollektiv.....	32
4.2. Die klinische Studie von GRAPE et al. (2004).....	33
4.3. Die MRT-Untersuchung.....	35
4.4. Auswertung.....	39
4.4.1. Segmentierung.....	39
4.4.2. Polygonale ROI (regions of interest).....	42
4.4.3. Visuell skalierte Daten.....	42
4.4.4. Vergleich radiologischer und klinischer Scores.....	45
4.4.5. Statistische Instrumente.....	47
5. Ergebnisse.....	49
5.1. Signalintensitätsunterschiede in der T2-TSE-Sequenz.....	49
5.2. Polygonale ROI.....	57
5.3. Visuell skalierte Daten.....	66
5.3.1. Qualitätsbeurteilung .....	66

5.3.2.	Homogenitätsbeurteilung.....	67
5.3.3.	Oberflächenkontinuität.....	67
5.3.4.	Oberflächenkongruenz.....	68
5.3.5.	Knorpeldicke.....	69
5.3.6.	Spongiosaödem.....	70
5.3.7.	Kontrastmittelaufnahme.....	72
5.3.8.	Visueller Gesamtscore .....	72
5.4.	Vergleich zwischen radiologischen und klinischen Befunden.....	73
6.	Diskussion.....	86
6.1.	Methodikdiskussion.....	86
6.1.1.	Segmentierung und Summierung.....	87
6.1.2.	Einflussfaktoren auf die T2-Werte .....	88
6.1.3.	Zusammenhänge zwischen MRT- und klinischen Befunden....	90
6.1.4.	Abgrenzung des Transplantats von der Umgebung .....	91
6.1.5.	Einteilung von Schweregraden.....	92
6.1.6.	Homogenität der Untersuchungsgruppe.....	94
6.2.	Ergebnisdiskussion .....	95
6.2.1.	Segmentierung .....	95
6.2.2.	Polygonale ROI.....	96
6.2.3.	Visuell skalierte Daten .....	97
6.2.4.	Vergleich zwischen radiologischen und klinischen Befunden. .	98
7.	Ausblick .....	100
8.	Zusammenfassung .....	101
9.	Literaturverzeichnis.....	103
10.	Legende.....	110
11.	Danksagung.....	111
12.	Lebenslauf .....	112
13.	Anhang.....	114

## 1. Einleitung

Die Osteochondrosis dissecans (im weiteren Text kurz: OD) ist ein Krankheitsbild aus dem Kreis der gelenkassoziierten Knorpelerkrankungen. Mit einer Prävalenz von 0,01 bis 0,06% stellt sie eine seltene Form dar, dessen Ätiologie immer noch unklar ist (PETERSEN et al., 2006). Knorpelverletzungen im Allgemeinen treten jedoch mit einer Prävalenz von zehn bis zwölf Prozent in der Gesamtbevölkerung sehr häufig auf (SELLARDS et al., 2002). Im Rahmen einer retrospektiven Studie über Kniearthroskopien sind in 63% der Fälle Knorpelläsionen entdeckt worden. 20% dieser Läsionen stellten tiefe Knorpeldefekte dar, die über die gesamte Knorpeldicke reichten und freiliegenden subchondralen Knochen beinhalteten (MARLOVITS et al., 2004).

Die Anzahl der Behandlungen im Bereich der Knorpelreparation nimmt kontinuierlich zu. Nach einer Studie von BOBIC (2000) wurden schon 1995 allein in den USA ca. 385.000 Eingriffe vorgenommen. Es wird davon ausgegangen, dass diese Zahl sich seitdem stark erhöht hat. Somit erscheint eine weitere Diskussion der Ursachen, des Verlaufs sowie der therapeutischen Massnahmen von Knorpelerkrankungen sinnvoll.

Nicht selten werden in der Literatur gute Follow-up-Ergebnisse nach autologen osteochondralen Transplantationen (im weiteren Text kurz: AOT) beschrieben, die BÖS et al. 2003 mit Blick auf die verfügbare Literatur mit ca. 80% Erfolgsquote bezüglich Patientenzufriedenheit und Schmerzreduktion angibt.

Viele Überlegungen und Diskussionen beschäftigen sich nach wie vor mit der Diagnostik von Knorpelschäden unter Zuhilfenahme der Magnetresonanztomographie (im weiteren Text kurz: MRT). Nachdem der hohe diagnostische Wert der MRT schon seit längerem eindeutig ist (KRAMER et al., 1995), werden in aktuellen Studien knorpelspezifische MRT-Protokolle untersucht, die die Beurteilung der Schäden sowohl prä- als auch postoperativ optimieren. So eignen sich nach MOSHER et al. (2004)

gerade T2-gewichtete Sequenzen sehr gut, um frühe Knorpelveränderungen bzw. -schäden zu erkennen.

Im Hinblick auf die vielen therapeutischen Optionen bei Knorpel-Knochen-Erkrankungen sowie die zahlreichen Methoden der Diagnostik ist es wichtig, diese beiden Bereiche in engem Kontext zueinander zu betrachten und zu behandeln.

## 2. Fragestellung

Nachdem sich die Operationsmethode „autologe Knorpel-Knochen-Transplantation“ (AOT) insbesondere bei der Diagnose „Osteochondrosis dissecans Grad IV am medialen Femurkondylus“ als zuverlässige Behandlungsart bewährt hat, besteht nun grosses Interesse an der Erfassung und Beurteilung der postoperativen Langzeitergebnisse.

Sowohl aus orthopädischer als auch radiologischer Sicht gehen viele Studien an dieses Thema heran. Es finden sich allerdings nur sehr wenige Publikationen, die sowohl die angesprochene Operationsmethode als auch die kernspintomographische Beurteilung berücksichtigen.

Ziel dieser Arbeit ist, das radiologische Outcome einer Patientengruppe zu dokumentieren und zu erörtern, die sich bei der beschriebenen Diagnose dieser speziellen Operationsmethode mit dem OATS-Instrumentarium unterzogen hat.

Erörtert wird, ob Alterationen des transplantierten Knorpels oder Reaktionen des subchondralen Knochens von klinischer Relevanz sind.

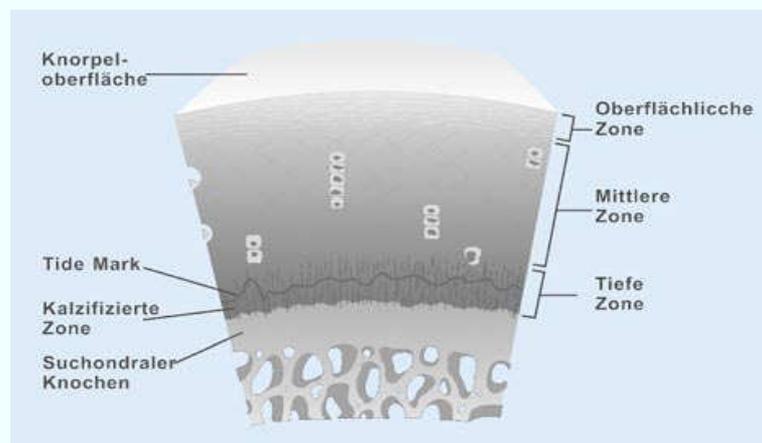
Ein besonderes Augenmerk wird dabei der Frage gewidmet, inwieweit die Befunde, die kernspintomographisch erhoben wurden, Aufschluss über die aktuelle Klinik des Patienten geben können. Desweiteren diskutieren wir, ob die Befunde eine Langzeitprognose zulassen.

### 3. Grundlagen und Literaturübersicht

#### 3.1. Aufbau und Funktion des Gelenkknorpels

„Der Gelenkknorpel dient als lasttragendes, elastisches Material, das für die reibungslose Bewegung der artikulierenden Knorpeloberflächen verantwortlich ist“ (HUBER et al., 2000).

Es gibt im menschlichen Körper drei Arten von Knorpelgewebe: hyalinen Knorpel, elastischen Knorpel und Faserknorpel. Die Gelenkfläche des Kniegelenks, wie auch anderer Gelenke, ist von hyalinem Knorpel überzogen, der sich durch besondere Eigenschaften auszeichnet. Die Knorpelzellen sind in eine Knorpelmatrix eingebettet, die vor allem aus Kollagen, überwiegend des Typs II, Proteoglykanen und einem hohen Wasseranteil besteht (BUCKWALTER et al., 1998) und darauf ausgelegt ist, ein hohes Maß an Zug- und Scherkräften auszuhalten (RESINGER et al., 2004).



**Abbildung 3.1:** Zonaler Aufbau des hyalinen Gelenkknorpels  
(aus RESINGER et al., 2004)

Der Gelenkknorpel wird in vier Zonen eingeteilt, die miteinander eine mechanische Einheit darstellen. Die Zone des kalzifizierten Knorpels stellt die Grenzschicht zum subchondralen Knochen dar. Histologisch durch die

sogenannte „tidemark“ abgegrenzt, schliesst sich die tiefe Zone an, in der die Kollagenfasern radiär angeordnet sind (Radiärzone). Diese durchziehen die mittlere Zone kokardenartig, um sich dann in der oberflächlichen Zone parallel zur Oberfläche einzustellen (siehe Abb.3.1).

Durch diese Anordnung tragen sie den unterschiedlichen Belastungen Rechnung. In der oberflächlichen Zone sorgt die parallele Ausrichtung und der hohe Gehalt an Kollagenfasern für eine optimale Verteilung axial einwirkender Kräfte. In Zusammenspiel mit der mittleren Zone werden diese Kräfte gleichmässig auf ein verhältnismässig grösseres Areal verteilt. Dadurch wird die weniger verformbare Radiärzone, die den Knorpel stabilisiert, entlastet. Auch der Gehalt der Proteoglykane sowie der Wassergehalt verändern sich zonenabhängig. In der tiefen Zone ist der höchste Proteoglykangehalt zu verzeichnen, während in der oberflächlichen Zone ein hoher Wasseranteil gemessen werden kann. Die Proteoglykane agieren als eine Art „Wasserpumpe“, die Wasser in den Gelenkknorpel zieht, während das Wasser selbst als Transportmittel für lösliche Stoffe dient (RECHT et al., 1998, O´CONNOR et al., 1988).

Die dreidimensionale Anordnung der Kollagenfasern ist im Hinblick auf Knorpelwachstum, -verletzung und -reparatur sehr wichtig (JEFFREY et al., 1991). So ist beispielsweise die Intaktheit der oberflächlichen (Tangential-)Zone entscheidend für die Verhinderung von Kraftspitzen bei Zugbeanspruchungen (GLASER et al., 2002). Ein weiterer ausschlaggebender Faktor im Bezug auf die Belastbarkeit ist das Alter. Nach KEMPSON et al. (1982) nimmt die Zugfestigkeit der oberflächlichen Zone bis zum Alter von 30 Jahren zu und im Anschluss daran kontinuierlich ab. Die Steifigkeit der tiefen Zone lässt ihren Angaben zufolge ebenfalls mit zunehmendem Alter nach, jedoch ohne vorher einen Gipfel zu erreichen. Sie vermuten, dass Altersveränderungen im Kollagenfasernetz sowie in den Verlinkungen der einzelnen Fasern dafür verantwortlich sind. Die vielfältigen Eigenschaften des Gelenkknorpels und seiner verschiedenen Zonen sowie die zahlreichen Vernetzungen verdeutlichen, wie wichtig ein

intakter Knorpel für die Gelenkfunktion und somit den reibungslosen Bewegungsablauf ist.

### 3.2. Osteochondrosis dissecans

Im Bereich des Gelenkknorpels gibt es eine Vielzahl an Erkrankungen und Verletzungen. Das Krankheitsbild Osteochondrosis dissecans (OD) bezeichnet eine aseptische Knochennekrose mit sekundärer Beteiligung des darüberliegenden Knorpelgewebes (siehe Abb.3.2). Das Spektrum dieser Erkrankung reicht von kompletter Heilung in frühen Stadien bis hin zu vollständigem Knorpelverlust mit Ausbildung eines knöchernen Defektes (BOHNDORF, 1998).



**Abbildung 3.2:** Osteochondrosis dissecans-Herd Grad IV am medialen Femurkondylus

Klinisch ist das Krankheitsbild durch eine unspezifische Symptomatik gekennzeichnet. Führend sind Schmerzen unterschiedlicher Ausprägung, vor allem im vorderen Anteil des Kniegelenks (FLYNN et al., 2004). Im Stadium IV können schliesslich Gelenkblockaden auftreten (MARX et al., 2003).

Erstmals beschrieben wurde die Erkrankung von PAGET (1870). Im Verlauf der Geschichte wurde dessen Definition mehrfach modifiziert. KÖNIG nennt 1888 erstmalig den Begriff „Osteochondritis dissecans“.

Irreführend ist die synonyme Verwendung der Begriffe „Osteochondrosis dissecans“ und „Osteochondritis dissecans“, da ein entzündlicher Prozess, wie er im Begriff „Osteochondritis“ implementiert ist, laut Definition nicht vorliegt (WIRTH, 2001).

Wie schon eingangs erwähnt, ist die Ätiologie der OD auch heute noch ungeklärt und wird mit einem Zusammenspiel verschiedener Faktoren erklärt (FEDERICO et al., 1990). Der Begriff „multifaktorielle Genese“ beschreibt am besten die verschiedenen Einflussfaktoren, die zur Entstehung dieser Erkrankung beitragen. War man anfangs davon ausgegangen, dass ein Trauma per definitionem das Vorliegen einer OD ausschliesst, gehen manche Autoren mittlerweile von einer Mitbeteiligung eines traumatischen Prozesses in der Vorgeschichte aus. So glaubt BOHNDORF 1996, dass OD in den meisten Fällen „das Ergebnis einer nicht diagnostizierten Verletzung der artikulierenden Oberfläche des Knochens ist“. Weitere Komponenten sind vaskuläre Einflüsse (LANKES et al., 2000) sowie einige andere. Die Genetik, endogene Ursachen und Infektionen, die im Laufe des vergangenen Jahrhunderts vielfach untersucht, jedoch nie stichhaltig nachgewiesen werden konnten, zählen dazu (MUBARAK et al., 1979). Betroffen ist bei der OD sowohl der Gelenkknorpel als auch der subchondrale Knochen. Wichtig erscheint im Hinblick auf die therapeutischen Optionen die Tatsache, dass der Krankheitsprozess beziehungsweise Degenerationsprozess eng mit dem subchondralen Knochen verbunden ist (KOCH et al., 1997). Demzufolge können auch nur therapeutische Ansätze zum Erfolg führen, die diese Schicht des Gelenkes miteinbeziehen (RADIN et al., 1978). Die OD wird in verschiedene Stadien eingeteilt. Für das vorliegende Patientenkollektiv wurde hinsichtlich der Operations-Indikation die ICRS-Klassifikation verwendet, die sich an arthroskopischen Gesichtspunkten orientiert. Sie wurde von der „international cartilage repair society“ (ICRS) entwickelt und ist Teil des von GRAPE et al. verwendeten „cartilage injury evaluation package“ (Einteilung siehe Anhang).

Für die kernspintomographische Nachuntersuchung haben wir eine Einteilung in Anlehnung an die ICRS-Klassifikation sowie eine eigene Klassifikation verwendet, die die besonderen Gegebenheiten nach AOT berücksichtigt (Einzelheiten dazu siehe Kap. 4.4.3.).

OD-Herde treten nach bisherigen Erkenntnissen ausschliesslich in Belastungszonen der Gelenke auf. Im Kniegelenk ist dies im überwiegenden Teil der Fälle der laterale Anteil des medialen Femurkondylus. Diese Lokalisation liegt auch bei allen untersuchten Patienten dieser Studie vor.

Eine weitere Lokalität für das Auftreten eines OD-Herdes am Knie stellt der laterale Femurkondylus dar. Das Auftreten einer OD an dieser Stelle ist häufig mit einem Scheibenmeniskus vergesellschaftet (MITSUOKA et al., 1999). Weitere Gelenke, die betroffen sein können, sind z.B. das Sprung-, Ellenbogen- und Schultergelenk (HANGODY et al., 2001), (IMHOFF et al., 1999).

Ein weiteres Einteilungskriterium ist das Alter des Patienten. So wird eine juvenile Form (JOCD: juvenile osteochondrosis dissecans) von einer Erwachsenenform unterschieden (FEDERICO et al., 1990). Nach neueren Erkenntnissen spielt dies vor allem für die Prognose und Therapie eine tragende Rolle. CLANTON et al. postulieren schon 1982 bei Jugendlichen und jungen Erwachsenen aufgrund einer gewissen Heilungstendenz in den Stadien II und III eine zurückhaltende, konservative Haltung, während er bei älteren Patienten zu einer raschen operativen Behandlung rät, um der frühzeitigen Entwicklung einer Osteoarthrose entgegenzuwirken.

Das Krankheitsbild OD ist noch nicht erschöpfend geklärt (KUTSCHALLISSBERG et al., 2004) und verlangt nach wie vor eingehende Untersuchungen und Bemühungen, die bei der Diagnostik, Behandlung und Prognostik helfen können und sollen.

### 3.3. Therapie der Osteochondrosis dissecans

Die Therapie der OD richtet sich hauptsächlich nach dem Krankheitsstadium sowie dem Alter des Betroffenen. Zwischen beidem besteht, wie schon erwähnt, ein enger Zusammenhang. Rät man im Stadium I zu einer streng konservativen Therapie, wird im Stadium II und III eine operative Intervention, z.B. in Form einer mechanischen Glättung, vorgeschlagen. Im Stadium IV und oft auch schon III ist hingegen ein Eingriff im Sinne eines Knorpelersatzes unabdingbar (BÖS et al., 2003).

Zur Versorgung einer OD Grad IV gibt es verschiedenste operative Möglichkeiten, die zu mehr oder weniger großem Erfolg führen können. Zu nennen sind Debridement und Drilling, Mikrofrakturierung und Abrasionsarthroplastik, frische oder tiefgefrorene osteochondrale Allografts, osteochondrale Autografts, sowie Rippenperichondrium- und Chondrozytentransplantation. Aufgrund ausgiebiger Bestrebungen wurde in jüngster Zeit die autologe Chondrozytentransplantation (im weiteren Text kurz: ACT) stark weiterentwickelt. So werden für die ACT zum Teil noch Periostlappen, immer häufiger aber verschiedene künstlich erzeugte Trägersubstanzen verwendet (Matrix-assoziierte autologe Chondrozytentransplantation, kurz: MACT), die sich laut TRATTNIG et al. (2007) durch eine geringere Komplikationsrate auszeichnen.

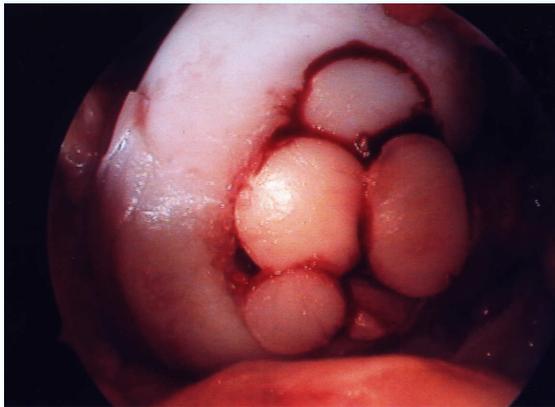
In Anbetracht der verschiedenen Follow-up-Studien über die jeweiligen Therapieerfolge geht man mittlerweile davon aus, dass nur eine Knorpelersatztherapie zufriedenstellende Ergebnisse liefern kann, bei der hyaliner Knorpel generiert bzw. verpflanzt wird. Bei den meisten bekannten Operationsmethoden entsteht Faserknorpel, der den biomechanischen Ansprüchen nicht dauerhaft gerecht wird (WERNER et al., 2003), bei der ACT bisher im besten Falle „hyalin-like“-Faserknorpel (HORAS et al., 2003). Die AOT, erstmals von WAGNER 1964 durchgeführt, ist nach momentanem Wissensstand „die einzige operative Methode, die hyalinen Gelenkknorpel ersetzen und erhalten kann“ (BOBIC, 1999;

LIEBAU et al, 2000). TRATTNIG et al. (2007) bestätigen dies in ihren Ausführungen.

Ziel eines jeden Verfahrens zur Knorpelreparatur ist, eine dem ursprünglichen Areal möglichst identische Gelenkfläche zu erzeugen, die das entsprechende Gelenk im besten Fall wieder uneingeschränkt funktionsfähig, vor allem aber schmerz- und entzündungsfrei macht. Mit dieser kurz- und mittelfristigen Beschwerdebesserung ist das langfristige Ziel verknüpft, der Entwicklung einer Osteoarthrose entgegenzuwirken bzw. ihr Auftreten solange wie möglich hinauszuzögern (BOBIC, 1996). Die Osteoarthrose wird dabei als Endstadium zahlreicher Knorpelerkrankungen angesehen (RADIN et al., 1991).

#### 3.4. Autologe Knorpelknochen transplantation (AOT)

Eine gut etablierte und mittlerweile oft angewendete Operationsmethode ist die AOT. Prinzip der AOT ist die passgenaue Auffüllung der Defektareale mit gesunden Knorpelknochenzylindern, die eine mit hyalinem Knorpel überzogene Oberfläche besitzen. Dies geschieht mit dem sog. OATS-Instrumentarium („osteochondral autograft transfer system“). Dabei werden in einem ersten Arbeitsschritt aus dem Defektareal so viele Knorpelknochenzylinder einer bestimmten Grösse entnommen, dass der gesamte Defekt ausgeräumt ist und ausschliesslich von gesundem Gewebe begrenzt wird. Anschliessend gewinnt man aus einem nicht belasteten Bereich des Gelenks, in unserem Fall aus dem Oberrand der Trochlea femoris, gesunde Zylinder mit intaktem hyalinen Knorpelüberzug, die im Durchmesser einen Millimeter grösser sind als diejenigen aus dem Defekt und somit press-fit an ihrem Bestimmungsort eingebracht werden. Die entstandenen Entnahmedefekte werden mit Rinderspongiosa aufgefüllt und im Laufe der Zeit vom Körper faserknorpelig durchbaut.



**Abbildung 3.3:** Mit grossen Zylindern aufgefüllter Defekt am medialen Femurkondylus



**Abbildung 3.4:** Auffüllung der Entnahmestelle mit demineralisierter und sterilisierter Rinderspongiosa

Im Gegensatz zu den genannten alternativen Methoden, bei denen sich erst neues, zumeist minderwertiges Knorpelgewebe entwickeln muss, bietet dieses Verfahren den Vorteil, dass die gewünschte Oberfläche direkt an den Ort des Defekts gebracht wird und „nur noch“ einheilen muss. Somit verkürzt sich laut HORAS et al. (2003) die Regenerationszeit im Vergleich beispielsweise zu der bei der ACT. Ein weiterer Vorteil ist dabei die Tatsache, dass eine komplette anatomische Einheit verpflanzt wird (BOHNDORF et al., 1996), die vom Aufbau her dem originären Gewebe entspricht bzw. sehr ähnlich ist. Der Bereich, der einen Teil der Knorpelernährung übernimmt, der subchondrale Knochen, wird dabei im Zylinder mitverpflanzt.

Das Verfahren kann in einer Sitzung durchgeführt werden, zusätzlich zur Arthroskopie ist lediglich eine (Mini-)Arthrotomie erforderlich. Dadurch wird die Traumatisierung des Patienten in Grenzen gehalten. Die ACT hingegen beinhaltet zwei Operationen mit einem festgelegten Zeitabstand, um die für die Transplantation entnommenen Zellen anzüchten und anschliessend reimplantieren zu können. Neben der grösseren Belastung für den Patienten resultieren daraus deutlich höhere Kosten und ein erhöhtes Infektionsrisiko (MESSNER, 1999). Zu beachten ist ausserdem, dass bei der ACT der subchondrale Knochen nicht eröffnet werden sollte,

da sonst mesenchymale Stammzellen einwandern können, die faserknorpeliges Regeneratgewebe ausbilden (BRITTBERG et al., 1994). Das bedeutet, dass eine ACT bei Defekten, die über den subchondralen Knochen hinausgehen, weniger erfolgversprechend ist.

Die AOT stellt also ein Operationsverfahren dar, dass bei einem relativ günstigen finanziellen Aufwand, verbunden mit einer geringen Traumatisierung sowie kurzen Durchführungsdauer und Regenerationszeit, eine hochwertige Gelenkoberfläche erzeugt. Das macht dieses Verfahren gegenüber anderen Methoden zum Teil weit überlegen. Doch auch die AOT hat ihre Nachteile und Grenzen.

Als nachteilig erweist sich die limitierte Anzahl an Spenderarealen sowie die Verletzung der subchondralen Knochenplatte an der Entnahmestelle (ERGGELET et al., 2000). Für die Einheilung im Defektareal und die Auffüllung des Knochendefektes ist die Mitnahme dieser subchondralen Knochenplatte im Zylinder jedoch vorteilhaft. Denn, wie schon eingangs erwähnt, wird angenommen, dass der ursprüngliche Krankheitsprozess vom subchondralen Knochen ausgeht. Da Knorpelgewebe avaskulär ist, findet die Ernährung über Diffusion aus der Synovialflüssigkeit und dem subchondralen Knochen statt. So unterstützt die Blutzufuhr aus der subchondralen Schicht die Heilung des Knorpels (DISLER et al., 1998)

Die optimale Grösse beziehungsweise Anzahl der zu verwendenden Knorpelknochenzylinder ist nach wie vor unzureichend erforscht. Während HANGODY 1997 mehrere kleine Zylinder zur Defektauffüllung verpflanzte (sog. Mosaikplastik), wurden bei unseren Patienten vergleichsweise grosse Zylinder verwendet. Diese, mit dem OATS-Instrumentarium gewonnenen, überdurchschnittlich grossen Knorpelknochenzylinder bieten den Vorteil, dass nur wenige Zwischenräume zwischen den implantierten Zylindern entstehen. Nach HANGODY et al. (1997) und SIEBERT et al. (2001) werden diese Zwischenräume lediglich mit Faserknorpel durchbaut. Verwendet man mehrere kleine Zylinder, ist der Anteil dieses faserknorpeligen Narbengewebes deutlich höher. Auch BOBIC (1999),

IMHOFF et al. (1999) und AGNESKIRCHNER et al. (2002) berichten über gute Erfolge mit der Verpflanzung grosser Zylinder bzw. ganzer Areale, dem sog. posterioren Kondylentransfer (Imhoff et al., 1999). Als nachteilig wird in der Literatur die eingeschränkte Möglichkeit beschrieben, eine kongruente Oberfläche herzustellen. Durch gründliche Auswahl der Entnahmestellen und sorgfältige Implantierung können jedoch auch bei der Verwendung grosser Zylinder gute Ergebnisse erzielt werden. Zudem ist davon auszugehen, dass eine geringgradige Inkongruenz keine negativen Auswirkungen auf die Gelenkfunktion hat (MA et al., 2004).

Die Grösse des Defektareals, bei der noch gute Operationsergebnisse erzielt werden können, ist limitiert. So schreibt WANG 2002, dass transplantierte Areale, die eine Fläche von 600 mm<sup>2</sup> überschreiten, mit vermehrt auftretendem Faserknorpelgewebe und Fissuren zwischen originärem und transplantiertem Knorpel vergesellschaftet sind. Auch IMHOFF et al. (1999) definieren diesen Wert als Obergrenze für die Anwendung einer AOT. Die zur Transplantation „ideale“ chondrale Läsion ist laut Bobic 1999 mit einem maximalen Durchmesser von 20mm relativ klein.

Die Entnahmestellen für die Zylinder sollten so gewählt werden, dass sie ausserhalb der Belastungszone des Gelenkes liegen. Nach einer Studie von SIMONIAN et al. (1998) gibt es jedoch kein Spenderareal, das völlig lastfrei ist. Ausserdem wird die Knorpelschicht in weniger belasteten Arealen dünner. Somit stellt sich die Frage, ob an diesen Stellen langfristig Schäden oder degenerative Prozesse entstehen können.

Zahlreiche Studien haben sich mit dem klinischen Outcome der Patienten nach einer AOT auseinandergesetzt und vielversprechende Ergebnisse präsentieren können. So berichten beispielsweise CHOW et al. (2004) von einer deutlichen Verbesserung des Tegner/Lysholm/Gillquist-Score (siehe Anhang) von 43,6 auf 87,5 Punkte sowie einer sehr positiven Einschätzung der Patienten nach dem IKDC (siehe Anhang) in 87% der

Fälle. Die für diese Arbeit zum Vergleich dienende Studie von Grape et al. (2004) zeigt gute postoperative Erfolge, auf die im weiteren Verlauf noch genauer eingegangen wird.

### 3.5. Magnetresonanztomographie (MRT)

#### 3.5.1. Magnetresonanztomographie als diagnostisches Mittel

Die MRT ist eine Methode, bei der mit Hilfe eines Magnetfeldes und mehrerer Spulen digitale Daten von biologischen Strukturen gewonnen werden, die dann über einen Computer in Bilder umgewandelt und anschliessend betrachtet und bearbeitet werden können.

Die Entstehung der Bilder begründet sich in der Ladung der Atomkerne im Körper, maßgebend der Protonen in Wasserstoffatomen. Diese Ladungen erzeugen sog. Spins, die ein magnetisches Moment besitzen, das gemessen werden kann.

Durch Einstrahlung von Hochfrequenzimpulsen werden die Atomkerne aus ihrem Gleichgewicht gebracht und nehmen unterschiedlich viel Energie auf. Die dadurch entstehende Auslenkung der Protonen im Atom sowie die Rückkehr in die Gleichgewichtslage können aufgezeichnet werden. Die Zeiten für diese Prozesse sind je nach Gewebeart unterschiedlich lang, wodurch sie sich zuordnen lassen. Die dabei gemessenen Signalintensitäten sind für die Helligkeit der Gewebedarstellung im MRT-Bild verantwortlich.

Diese Helligkeit wiederum wird durch verschiedene Gewebeeigenschaften sowie die Untersuchungsmethoden (Sequenzparameter) beeinflusst.

Grundlegend sind hierbei die Relaxationszeiten T1 und T2. Die longitudinale Relaxationszeit T1 gibt die Zeit an, die nach der Anregung der Protonen vergeht, bis die Längsmagnetisierung wieder in ihren ursprünglichen Gleichgewichtszustand zurückgekehrt ist. Die transversale

Relaxationszeit T2, auch Querrelaxationszeit genannt, beschreibt den Zerfall der Quermagnetisierung, die durch die eingestrahlten Hochfrequenzimpulse erzeugt wurde. Durch die Einstellung der Messparameter können diese Zeiten unterschiedlich stark gewichtet werden. Für die Beurteilung von Knorpelgewebe hat sich die T2-Wichtung als besonders sensitiv gezeigt (MOSHER et al., 2004).

Gegenüber konventionellen Röntgenaufnahmen zeichnet sich die MRT durch einen viel höheren Weichteilkontrast aus. Erst dadurch wird die Beurteilung von nicht-knöchernen Strukturen möglich (POTTER et al., 2006). Ziel ist es, mithilfe spezieller MRT-Sequenzen die Arthroskopie und auch Arthrographie in allen Stadien von Knorpelerkrankungen vollständig zu ersetzen, da sie nicht-invasiv, billiger und zeitsparend ist (DISLER et al., 1998). Parallel zu den fortschreitenden Entwicklungen im Bereich der Knorpelreparatur müssen die Möglichkeiten zur nicht-invasiven Begutachtung und Beobachtung dieser Verfahren verbessert werden. Die MRT ist in diesem Bereich die optimale Methode (RECHT et al., 2005). Besonderes Augenmerk verdient die Tatsache, dass bei der Diagnostik anderer Verletzungen (z.B. Bandverletzungen, Meniskusschäden) vermehrt Knorpelschäden aufgedeckt werden, die für die Therapieplanung und Prognose essentiell sind. Verantwortlich dafür sind die verbesserten Routine-Untersuchungsprotokolle (DISLER et al., 2000).

Bei der Diagnosestellung und Einteilung von OD-Läsionen nimmt die MRT laut LOREDO und SANDERS (2001) eine zentrale Stellung ein. Gerade bei hochgradigen, operationswürdigen Defekten zeichnet sie sich durch eine hohe Genauigkeit und Treffsicherheit aus, die der Arthroskopie nahezu ebenbürtig ist. Dabei darf jedoch nicht ausser Acht gelassen werden, dass die Präzision bei „low grade“-Läsionen geringer ist (MACARINI et al., 2003).

Ein Knochenmarksödem oder Dissekatspaltlinien können, gerade mit den neueren Sequenzen, sehr genau bestimmt werden und erleichtern die Unterscheidung zwischen stabilen und instabilen Fragmenten (SANDERS

et al., 2001). Auch BACHMANN et al. (1999), und BOHNDORF (1998) bestätigen den Nutzen einer präoperativen MRT-Untersuchung zur Gradeinteilung und Abschätzung der nachfolgenden Therapiemassnahmen. Ist ein Knorpelreparaturverfahren durchgeführt worden und soll nun das postoperative Outcome untersucht werden, bietet die MRT deutliche Vorteile gegenüber der Arthroskopie. Die Untersuchung ist nicht-invasiv und hat nahezu keine Kontraindikationen. Zudem entstehen kaum Komplikationen, weshalb sie von Patienten meist problemlos akzeptiert wird. Durch die "Feet first"-Positionierung kann auch an Menschen mit Platzangst eine MRT-Untersuchung am Kniegelenk durchgeführt werden. Im Vergleich zu einer Operation fallen ausserdem geringere Kosten an. Wichtig gerade im Hinblick auf eine perioperative Anwendung ist die Tatsache, dass ein MRT bedenkenlos mehrmals durchgeführt werden kann (DISLER et al., 2000).

MACARINI et al. (2003) schlagen aufgrund positiver Erfahrungen vor, die Arthroskopie im post-operativen Prozedere durch das bildgebende Verfahren zu ersetzen. SANDERS et al. erörtern 2001 in ihrer Arbeit, welche Möglichkeiten post-operative MRT-Untersuchungen bieten. Viele wichtige Parameter können ihren Ausführungen zufolge gut befundet werden. Sie geben somit Aufschluss über das Einheilungsverhalten und damit die Prognose. Der Zeitpunkt der Nachuntersuchung ist dabei nicht unerheblich. Die je nach Zeitintervall zwischen OP und MRT unterschiedlichen Ergebnisse machen deutlich, dass der zeitliche Verlauf einen grossen Einfluss auf die Darstellung hat und deshalb unbedingt miteinbezogen werden muss.

### 3.5.2. Spezielle Sequenzen und Einstellungen

Es gibt eine Vielzahl unterschiedlicher Sequenzentypen und Sequenzen, die für die Beurteilung von Gelenknorpel und insbesondere von Veränderungen desselben sinnvoll sind. Leichte Veränderungen einzelner

Parameter in den Sequenzen können zu deutlichen Änderungen in der Bildqualität im Bezug auf Kontraste und Artefakte führen.

#### 3.5.2.1. Knorpelspezifische Ausrichtung

Die wichtigste und nahezu immer verwendete Ebene zur Darstellung von Knorpeldefekten ist die Sagittalebene. In dieser Ebene werden die lasttragenden Abschnitte des Gelenkknorpels meist senkrecht getroffen. Zur genaueren Beurteilung und für dreidimensionale Auswertungen eignen sich axiale und koronare Schichtungen, gerade im Bezug auf zentrale Abschnitte der Oberschenkelkondylen (RECHT et al., 2005).

#### 3.5.2.2. Sequenztypen

Die Anzahl der Sequenzen, die zur Beurteilung von Gelenkknorpel sowie auftretenden Schäden und Verletzungen desselben verwendet werden kann, steigt kontinuierlich an. Vorteile, die sich durch einen veränderten Parameter ergeben, können allerdings mit einem Nachteil in einem anderen Bereich verbunden sein (POTTER et al., 2006). Grosse Bestrebungen liegen darin, ein einheitliches und allgemeingültiges Protokoll zu erstellen, das ubiquitär eingesetzt werden kann. Die Stärken und Schwächen der einzelnen Sequenzen sollten durch eine passende Auswahl kombiniert bzw. ausgeglichen werden. Bisher liegen dazu allerdings nur Vorschläge vor, wenngleich einige Sequenzen einheitlich zur Knorpeldiagnostik gefordert werden. Im Folgenden werden die für diese Arbeit verwendeten Sequenztypen und ihre Besonderheiten beschrieben. Zur guten anatomischen Darstellung der Gelenkstrukturen eignet sich eine T1-gewichtete Spinechosequenz. Hierbei wird sowohl eine kurze Repetitionszeit (TR) als auch eine kurze Echozeit (TE) verwendet. Diese Sequenz zählt zu den Routinesequenzen bei der Gelenkdarstellung.

Bei der Protonendichte-gewichteten Turbospinechosequenz mit Fettunterdrückung (PD-FS) bestimmt vor allem die Protonendichte des Gewebes den Kontrast des Bildes. In dieser Sequenz sind ödematöse Prozesse gut abgrenzbar. Sie besitzt ein gutes Signal-zu-Rausch-Verhältnis und eine hohe Auflösung. Durch die Fettunterdrückung wird das Signal des Knorpels verstärkt (STROBEL; 2003). Dadurch können Knorpeldefekte gut abgegrenzt werden (BOUTIN et al., 2003). Die gewählte Repetitionszeit (TR) ist lang, was den T1-Effekt unterdrückt, im Gegensatz zur kurzen Echozeit (TE), die den T2-Effekt verringert. Für die magnetischen Suszeptibilitätsartefakte (siehe Kapitel 3.5.2.3) bei Patienten mit vorausgegangener Knieoperation ist diese Sequenz, wie auch T2-gewichtete Fast-Spin-Echosequenzen (FSE) weniger anfällig (TRATTNIG et al., 2004). Das macht sie insbesondere nach einer AOT zu einer wichtigen Sequenz.

Gradientenechosequenzen (GE) zeichnen sich durch ihre hohe Auflösung und ein hohes Signal-zu-Rausch-Verhältnis bei kurzer Akquisitionszeit aus. Eine spezielle Gradientenechosequenz ist die von HAASE 1985 eingeführte FLASH-Sequenz (fast low angle shot) (HAASE et al., 1986). Bei dieser Sequenz werden kurze Repetitionszeiten mit kleinamplitudigen Anregungsimpulsen kombiniert. So erhält man ein konstantes Signal über eine längere Messperiode. Die nach Einstrahlung der Hochfrequenzpulse verbleibende Quermagnetisierung wird dabei durch einen starken Spoilergradienten sehr schnell wieder gelöscht, während die Längsmagnetisierung zur Signalerhaltung ausgenutzt wird. Diese frühe Auslöschung sowie der kleine Flipwinkel ermöglichen eine sehr schnelle Messung. Charakteristisch für die FLASH ist die hohe Signalintensität des Gelenkknorpels. Sie zeichnet sich durch eine hohe Sensitivität und Spezifität im Bezug auf Knorpeldefekte aus (VERSTRAETE et al., 2004). Zudem ist sie unempfindlich gegenüber Bewegungsartefakten (HAASE et al., 1986). Nicht zuletzt zur Volumenbestimmung von Knorpelgewebe eignet sich diese Sequenz sehr gut (MARSHALL et al., 1995). Um eine

noch bessere Bildqualität bei grosser Abdeckung zu erreichen, kann man einen Distanzfaktor einstellen. Dadurch entstehen Lücken zwischen den einzelnen Stapeln. Durch diese werden Überlagerungen mit den angrenzenden Stapeln beim Auslesen verhindert. Mit einer FLASH kann sowohl eine T1- als auch eine T2-Wichtung eingestellt werden.

Die T2-gewichtete Turbospinechosequenz (TSE) ist eine schnelle Multiechosequenz. Charakteristisch für diese Sequenz ist die Anwendung eines Echozuges, bei der jedes Echo eine andere Phasenkodierung erhält. Dies ermöglicht die Verkürzung der Messung bei gleichbleibender Aufnahmequalität. Durch den Turbofaktor kann die Auflösung erhöht werden. Zusammen mit der 3D-GE-Sequenz (z.B. FLASH) wird die TSE-Sequenz am häufigsten zur Knorpelbeurteilung genutzt (STROBEL et al., 2003). Die T2-Wichtung der TSE ermöglicht eine optimierte Unterscheidung zwischen pathologischen und gesunden Geweben (SCHÄFER et al., 2001; POTTER et al., 1998). Mitverantwortlich dafür ist die Magnetisierungsübertragung (siehe Kapitel 3.5.2.3). Um die Vorteile dieser Sequenz ausnutzen zu können, sollte immer eine Fettunterdrückung (siehe Kapitel 3.5.2.3) zugeschaltet werden.

Neben den angesprochenen Sequenzen gibt es noch weitere, die gute Dienste in der Untersuchung von Knorpelschäden leisten. Die vorgestellte Auswahl kombiniert wichtige Sequenzen und ermöglicht eine umfassende Darstellung der knorpeligen Strukturen, bleibt dabei aber in einem für die klinische Routine geeigneten Rahmen.

Aufgrund der hohen Spezifität der Sequenzen können Artefakte oder Effekte auftreten, die die Gefahr bergen, dass manche Auffälligkeiten falsch interpretiert werden (DISLER et al., 2000). Andererseits bietet sich jedoch die Möglichkeit, einige dieser Effekte zu nutzen.

### 3.5.2.3. Besonderheiten

Mithilfe von Gadolinium-Verbindungen als Kontrastmittel (im weiteren Text kurz: KM) wird die T1-Wichtung verstärkt. Dadurch erhöht sich der Kontrast zwischen Flüssigkeit und Knorpel. Durch die KM-Aufnahme in das Gelenk werden Ergüsse und Unregelmässigkeiten im Knorpel oder an der Knorpeloberfläche deutlicher hervorgehoben. Durch identische Aufnahmen vor und nach KM-Gabe können diese genau beurteilt werden. So können auch bessere Aussagen über die Integration eines OD-Herdes getroffen werden (BACHMANN et al., 1999). Insbesondere die Schweregrad-einteilung einer OD wird dadurch erleichtert (ADAM et al. 1994; HAIMS et al., 1998), was die Therapieplanung hinsichtlich eines operativen oder konservativen Vorgehens beeinflusst.

Bei der Anwendung und anschliessenden Messung gibt es verschiedene Vorgehensweisen. Für diese Studie wurde das KM intravenös injiziert und die Vergleichsmessung nach 15 Minuten durchgeführt. In der Zwischenzeit durften die Patienten keine körperlichen Aktivitäten ausüben. Bei RECHT et al. (2005) wurde erst nach Ablauf von 120 Minuten die Messung wiederholt. Andere Gruppen verabreichten das KM intraartikulär (ENGEL, 1990) oder aber unterzogen die Patienten nach intravenöser Injektion einer genormten Belastung auf einem Fahrradergometer (TRATTNIG et al., 2007). Bei „in vitro“- Untersuchungen wurden die Proben in KM-haltige Lösungen eingelegt (WOERTLER et al., 2004). Allgemein bezeichnet man dieses Vorgehen als dGEMRIC (delayed Gadolinium enhanced MRI of cartilage). Mithilfe des dGEMRIC werden vor allem Proteoglykan-veränderungen deutlicher, die für die Beurteilung des Reparaturverhaltens von Knorpelgewebe wichtig sind (TRATTNIG et al., 2007). Die KM-Gabe ist demnach mit einigen Vorteilen verbunden, führt allerdings auch zu einer grösseren Invasivität der Untersuchung.

Durch frequenzselektive Vorsättigung können störende Artefakte oder Gewebesignale verringert werden. Das Fettsignal des Gewebes ist sowohl

in T1- als auch in T2-gewichteten Sequenzen hoch, wodurch es in den Vordergrund tritt.

Durch eine Fettsättigung (fat saturation, im weiteren Text kurz: FS) erreicht man eine bessere Trennschärfe zwischen anderen Geweben, da deren Signale nicht mehr vom Fettsignal überlagert werden. So kann man den Angaben von RUBIN (1998) zufolge in FS-Sequenzen beispielsweise subchondrale Ödeme gut abgrenzen. Auch geringfügige Signalalterationen sind leichter auszumachen (RECHT et al., 2005).

Anders als die Fettsättigung führt die Wassersättigung (water excitation, im weiteren Text kurz: WE) durch die Anregung der Wasserprotonen zu einer effektiven Fettsignalunterdrückung. Insbesondere zur Unterscheidung zwischen Knorpel und Knochen ist dies aufgrund der Unterdrückung des Knochenmarksignals sehr hilfreich (VERSTRAETE et al., 2004).

Die Magnetisierungsübertragung (magnetization contrast, im weiteren Text kurz: MTC) beschreibt die Ladungsübertragung von gebundenen Protonen auf benachbarte freie Protonen. In hyalinem Knorpel gibt es einen Pool mit makromolekular gebundenen und einen mit an freie Wassermoleküle gebundenen Protonen. Die makro-molekular Gebundenen sind früher gesättigt, was dazu führt, dass die Magnetisierung auf den freien Pool übertragen wird. Dadurch wird das sichtbare MR-Signal in diesem Bereich reduziert. Dieser Effekt kann zur Unterscheidung zwischen hyalinem Knorpel und Faserknorpel genutzt werden (POTTER et al., 2006). Der Anteil des MTC-Effekts variiert abhängig vom betrachteten Gewebe. In mehreren Studien konnte nachgewiesen werden, dass der MTC im Knorpel massgeblich vom Kollagengehalt bestimmt wird (KIM et al., 1993; SEO et al., 1996). Nimmt der Kollagengehalt des Gewebes ab, reduziert sich der MTC und es folgt eine erhöhte Signalintensität (DISLER et al., 2000). Eine andere Gruppe um GRAY (1995) führt Schwankungen des MTC allerdings auf Veränderungen der Glykosaminoglykankonzentration zurück. Bei der Verwendung von Multiecho-Sequenzen mit vielen Schichten (multislice)

zum quantitativen T2 mapping sollte beachtet werden, dass der MTC zu Ungenauigkeiten führen kann (MAIER et al., 2003). Auch YAO et al. (1996) berichten, dass der MTC zu Veränderungen des normalen Erscheinungsbildes von hyalinem Knorpel in FSE-Sequenzen führen kann. Allerdings beschreibt diese Gruppe auch eine mögliche Verbesserung bei der Diagnose von Knorpelschäden.

Der magic-angle-Effekt stellt eine weitere Besonderheit dar, die in der Beurteilung des Knorpels beachtet werden muss. Um zwischen Einflüssen des „magic-angle“-Effekts und pathologischen Signalauffälligkeiten unterscheiden zu können, sollten T1- und T2-gewichtete Sequenzen miteinander verglichen werden. Der magic-angle-Effekt kommt durch die Ausrichtung der Kollagenfasern gegenüber dem Magnetfeld zustande. „Dipolare Wechselwirkungen zwischen Wasserstoffprotonen, die locker an Kollagenfibrillen gebunden sind, führen bei einem Winkel von annähernd 55° zu einer Verlängerung der T2-Zeit und somit zu einer Signalanhebung bei Sequenzen mit kurzer TE“ (HAYES et al., 1996). Dieser Effekt beeinflusst die Darstellung der verschiedenen Knorpelschichten im MRT-Bild (XIA, 2000). Gerade bei der Beurteilung des Trochlea-Bereiches sollte dies beachtet werden, da dort ein 55° Winkel nicht selten ist (DISLER et al., 2000). MOSHER et al. weisen 2001 darauf hin, dass der Einfluss des magic-angle-Effekts auf die T2-Werte nicht so gross ist, wie in anderen Studien angenommen wird. Vielmehr führen sie die regionalen Unterschiede auf die Druckbelastung des Knorpels zurück, die je nach Abschnitt variiert.

Trunkationsartefakte können entstehen, wenn scharfe Kanten zwischen Geweben auftreten, insbesondere bei geringen Schichtdicken. Es zeigen sich Banden gegensätzlicher Signalintensität. Dies kann zu einer künstlichen Schichtung des dargestellten Gewebes führen (ERICKSON et al., 1996; FRANK et al., 1997). Allerdings wird dadurch die Detektierung von Knorpeldefekten nicht erschwert, sondern die Einschätzung der Tiefe eines Knorpeldefektes eher noch verbessert. (DISLER et al., 2000)

Chemical-Shift-Artefakte treten aufgrund unterschiedlicher Anregungsfrequenzen von Wasser und Fett an Übergangsstellen zwischen Knorpel- und Fettgewebe auf. Diese Artefakte können mit Hilfe der Fettunterdrückung wirkungsvoll vermindert werden (DISLER et al., 1994).

Suszeptibilitätsartefakte werden durch das stark magnetische Verhalten von Metallen verursacht, die z.B. durch Abrieb bei Operationen im Körper verbleiben (DISLER et al., 1996). Im Extremfall können diese Artefakte zur völligen Unbrauchbarkeit von einigen Sequenzen führen, wie dies leider auch bei einem der vorgesehenen Patienten der Untersuchungsgruppe der Fall war.

Bei der Auswertung von Knorpelsequenzen sollten all diese Effekte und Artefakte beachtet werden, da sie einerseits sehr hilfreich sein können, andererseits aber auch krankhafte Prozesse mitunter vortäuschen (YOSHIOKA et al., 2004).

### 3.5.3. T2 mapping

Unter dem Begriff T2 mapping versteht man die quantitative Auswertung der Signalintensitäten von T2-gewichteten Sequenzen. Die Graustufen der MRT-Bilder können in Punktwerte umgerechnet und in Form von Segmentationen ausgewertet werden. Die Signalintensitäten werden dabei in Millisekunden angegeben. Prinzipiell „bietet die quantitative MRT die Möglichkeit, wichtige Informationen über die mechanischen Eigenschaften des Gelenkknorpels bereitzustellen.“ (NIEMINEN et al., 2004)

Mit T2 maps können Knorpeldefekte qualitativ und quantitativ untersucht werden (WATRIN-PINZANO et al., 2004). Typische T2-Werte im Knorpel liegen zwischen 30 und 70 ms (DISLER et al., 1998). DARDZINSKI et al. (1997) konnten ebenfalls Werte in diesem Bereich messen, die sie den drei Hauptschichten des Knorpels zuordneten. So ergaben sich 32ms für die Radiärzone, 48ms für die Übergangzone und 67ms für die

oberflächliche Zone. Höhere Werte weisen auf eine degenerative Knorpelschädigung hin.

Mit dieser Quantifizierung ist es möglich, die Werte verschiedener Patienten miteinander zu vergleichen und so Rückschlüsse auf Krankheitsverlauf, -stadium und im besten Fall -prognose zu ziehen. Dabei sollte beachtet werden, dass die T2-Werte stark von der jeweiligen Sequenz und deren speziellen Parametern abhängig sind. Dies macht eine genaue Dokumentation der Untersuchungsparameter notwendig (MENDLIK et al., 2004). Bezüglich der OD bietet sich das T2 mapping in allen Stadien als Untersuchungsmethode an. Es erleichtert eine möglichst frühe Diagnosestellung sowie Stadieneinteilung (KIGHT et al., 2004). POTTER et al. erörtern in ihrer Veröffentlichung von 2006 die verschiedenen Einflussfaktoren auf die T2-Werte, die im folgenden Kapitel dargestellt werden. Zusammenfassend weisen sie auf das grosse Potential des T2 mapping gerade im postoperativen Verlauf hin.

#### 3.5.4. Histologie und Magnetresonanztomographie

Die histologischen Strukturen des Gelenkknorpels können mithilfe der MRT dargestellt werden. Diese Sensitivität führt dazu, dass verschiedene Faktoren vor allem die T2- aber auch T1-Werte mitunter stark beeinflussen und bei der Interpretation der Bilder beachtet werden sollten.

Die wichtigsten Faktoren sind:

- das Alter
- der Schichtaufbau des Knorpels mit den unterschiedlichen Konzentrationen an Kollagen, Proteoglykanen und Wasser
- die Abstammung des untersuchten Knorpels (Mensch oder Tier)
- regionale Druckunterschiede
- pathologische Prozesse.

Diese Faktoren sind untereinander vernetzt, was eine komplexe Betrachtung der MRT-Bilder verlangt.

MOSHER et al. haben 2004 eine Studie durchgeführt, die sich mit den Knorpelveränderungen im Alter beschäftigt. Nach ihren Ergebnissen beginnt der Alterungsprozess des Knorpels in der oberflächlichen Zone und setzt sich im Laufe der Jahre in die tieferen Schichten fort. Dabei kommt es zu Signalerhöhungen in den T2-Sequenzen, vor allem in der oberflächlichen Zone. Diese unterscheiden sich jedoch von den Erhöhungen, die mit pathologischen Prozessen einhergehen. Hauptunterschied ist der fokale Anstieg der T2-Werte bei Knorpelläsionen im Gegensatz zu einem gleichmässigen Anstieg im Alter (MOSHER et al., 2000).

Die immer wieder angenommenen geschlechtsspezifischen Unterschiede konnten von MA et al. 2004 und MOSHER et al. 2004 nicht bestätigt werden.

Der Einfluss des Schichtaufbaus des Gelenkknorpels wurde in zahlreichen Studien untersucht. Einigkeit besteht in der Annahme, dass der Kollagengehalt die T2-Werte direkt beeinflusst, die Relevanz der Kollagenfaserorientierung wird hingegen noch diskutiert (FRAGONAS et al., 1998; GOODWIN et al., 2002; NIEMINEN et al., 2001).

Nach GOODWIN et al. (2002) ändert sich die Faserrichtung nicht nur zonen- und damit tiefenabhängig, sondern auch je nach Lokalisation im Gelenk. Dieser Umstand ist für die Beurteilung implantierter Knorpelknochenzylinder von grosser Wichtigkeit. So stellt sich der knorpelige Anteil eines Zylinders aus dem äusseren, belastungsärmeren Gelenkbereich im T2-gewichteten MRT-Bild anders dar als Knorpel aus zentralen Bereichen. Dieser Umstand erschwert die Beurteilbarkeit abweichender Signalintensitätswerte.

DARDZINSKI et al. zeigen 1997, dass sich bei gesunden Probanden die T2-Werte von der tiefen bis zur oberflächlichen Zone signifikant erhöhen (32ms bis 67ms, siehe Kapitel 3.5.3). Sie beschreiben eine direkte

Proportionalität zum Wassergehalt und eine indirekte zur Proteoglykanverteilung. Laut einer Studie von WATRIN-PINZANO et al. (2005) an Ratten-Patellae kann man mittels T2 maps Proteoglykan-Veränderungen bestimmen. Im Gegensatz dazu beobachten MLYNARIK et al. 1999 keine signifikante T2-Veränderung nach Proteoglykan-Verlust. Sie führen in einer weiteren Arbeit, die 2004 veröffentlicht wurde, die Schwankungen eher auf dipolare Interaktionen in der Knorpelmatrix zurück, die durch langsame Bewegung von Wassermolekülen verursacht werden. WAYNE et al. (2003) wiederum beschreiben in einer experimentellen Studie mit Kollagenasen und Chondroitinasen deutliche Veränderungen sowohl bei T1-gewichteten als auch bei T2-gewichteten Sequenzen. Dabei berichten sie, dass der Proteoglykanverlust zu deutlicheren Änderungen führt.

Wie man an den unterschiedlichen Ergebnissen sieht, besteht ein enger Zusammenhang zwischen den drei Hauptkomponenten Wasser, Kollagen und Proteoglykan im hyalinen Knorpel. Die Beweglichkeit der grossen, hydrophilen Proteoglykan-Aggregate wird nach DISLER et al.(1998) durch das Kollagenfasergerüst im Knorpel bestimmt. Somit verursachen Veränderungen einer einzelnen Komponente auch eine Änderung der anderen Komponenten. Auch MOSHER und DARDZINSKI berichten 2004, dass mithilfe von T2 maps frühe Knorpelveränderungen evaluiert werden können, die sie auf Abweichungen im Wasser- und Kollagengehalt zurückführen sowie auf eine zunehmende Gewebeanisotropie.

Bei all diesen Untersuchungen müssen die Unterschiede zwischen den jeweiligen Spezies (Mensch, Schwein, Rind,...) und die Reifegrade der Proben bzw. untersuchten Gelenke beachtet werden, da sie grossen Einfluss auf die T2-Relaxationszeiten nehmen (NISSI et al., 2006).

Auch der unterschiedliche Druck, der auf den Knorpel wirkt, ist mitverantwortlich für die beobachteten regionalen Unterschiede in den T2-Werten (MOSHER et al., 2001). Je nach Belastungsintensität des betrachteten Areals ändert sich der histologische Feinaufbau des Knorpelgewebes. Diese Änderungen können im MRT-Bild gesehen werden und

lassen sich durch unterschiedliche Signalintensitäten nachweisen. Bei der AOT wird ein Zylinder aus einer deutlich weniger belasteten Region verpflanzt. Damit können sich auch in der postoperativen MRT-Aufnahme die Signalintensitäten im Transplantatreal unterscheiden, ohne dass von einem schlecht eingeeilten Transplantat ausgegangen werden muss. Klar ist dabei allerdings auch, dass der transplantierte Zylinder nicht identisch mit dem ursprünglichen Gewebe ist. Inwieweit sich dies auf die Gelenkfunktion auswirkt, müssen Langzeituntersuchungen zeigen.

Teilweise zeigen sich linienförmige Signalalterationen zwischen Zylinder und ortsansässigem Gewebe. Diese werden nicht unbedingt durch fehlende Integration verursacht, sondern sind vielmehr Ausdruck von Sklerosierungen, die aufgrund der press-fit-Technik zwischen den Zylindern und dem Umgebungsgewebe entstehen (POTTER et al., 2006). Durch die Verwendung relativ grosser Zylinder wurde bei dem untersuchten Patientenkollektiv versucht, die Anzahl und Fläche dieser Sklerosezonen möglichst gering zu halten.

In Zusammenschau dieser Faktoren wird die Komplexität, die bei der Begutachtung und Beurteilung gerade der postoperativen MRT-Bilder nach AOT besteht, deutlich.

## 4. Material und Methoden

### 4.1. Studiendesign und Patientenkollektiv

Die vorliegende Studie ist eine retrospektive Verlaufsanalyse nach kernspintomographischen und klinischen Gesichtspunkten. Anhand verschiedener Sequenzen und mithilfe unterschiedlicher, zum Teil eigens entworfener Scores (siehe Kapitel 4.4 und Anhang) wird das postoperative Outcome der untersuchten Patienten beschrieben und bewertet. Die T2-gewichteten Sequenzen wurden mithilfe eines speziell dafür entworfenen Computerprogramms segmentiert. So war eine schichtweise, nahezu dreidimensionale, digitale Datenverarbeitung möglich. Anhand der T2 maps können Aussagen über den Zustand des untersuchten Kniegelenks, insbesondere des Knorpels und angrenzenden Knochens, getroffen werden.

Für die Untersuchung wurden elf Patienten (insgesamt zwölf Kniegelenke) zwischen Juni 2003 und Dezember 2003 in der radiologischen Abteilung der Universitätsklinik Grosshadern (München) kernspintomographisch nachuntersucht. Sie hatten sich im Zeitraum zwischen Juli 1996 und April 2002 in der Sana-Klinik München-Sendling bei Herrn Dr. Mayr, OCM München, einer AOT unterzogen. Alle elf Patienten beteiligten sich im Anschluss an die Operation an einer von GRAPE et al. 2004 durchgeführten klinischen Follow-up-Studie. Die Ergebnisse dieser klinischen Studie sowie der Zusammenhang mit der vorliegenden Studie werden in eigenen Kapiteln behandelt.

Das Patientengut setzte sich aus acht männlichen und drei weiblichen Personen zusammen, die zum Zeitpunkt der MRT-Untersuchung im Durchschnitt 42,75 Jahre alt waren (Max 63/Min 23). Die Einweisungsdiagnose lautete bei neun der Patienten Osteochondrosis dissecans (OD) Stadium IV des medialen Femurkondylus, ein Patient wurde wegen einer

Osteonekrose und ein weiterer wegen eines M. Ahlbäck behandelt. Die beiden letzteren Fälle wurden extra betrachtet. In fünf Fällen war das linke Knie betroffen, in fünf das rechte und in einem Fall waren beide Kniegelenke therapiebedürftig, wobei diese im Abstand von mehr als fünf Monaten getrennt voneinander versorgt worden waren.

Zwischen der Operation und der MRT-Untersuchung lagen im Schnitt 41,83 Monate (Min 18/Max 89). Die durchschnittliche Grösse der Defekte betrug 314,42 mm<sup>2</sup> (Min 64/Max 707), die mit ein bis maximal sechs Zylindern aufgefüllt wurden (1x1, 3x2, 3x3, 2x4, 2x5, 1x6, Durchschnitt: 3,33). Die verwendeten Zylinder hatten Durchmesser zwischen 8,5 und 11,0 mm und waren 15 oder 20 mm lang (4x 15, 7x 20, 1x?).

#### 4.2. Die klinische Studie von GRAPE et al. (2004)

Im Vorfeld der vorliegenden Studie wurde in der Sanaklinik München-Sendling eine retrospektive, klinische Studie von GRAPE et al. durchgeführt. Die Anzahl der Patienten war mit 21 Personen deutlich grösser. Aufgrund verschiedener Faktoren (z.B. Metallartefakte im Kniegelenk, differente OP-Methode, persönliche Gründe) schieden für die vorliegende Studie jedoch zehn Patienten aus. Mehrere Patienten widersprachen aus persönlichen Gründen einer weiteren Untersuchung, ein anderer Patient hatte eine allogene Zylindertransplantation erfahren. Bei zwei Patienten zeigten sich derartig störende Metallartefakte, dass keine valide Beurteilung der untersuchten Sequenzen möglich war. Für besagte Studie *„wurden alle Patienten in die Studie aufgenommen, die sich in einer orthopädischen Gemeinschaftspraxis innerhalb eines bestimmten Zeitraumes einer Behandlung aufgrund einer symptomatischen, nativradiologisch und in der MRT nachgewiesenen OD Stadium IV des medialen Femurkondylus unterzogen.*

*Als Ausschlusskriterium galt eine OD Stadium I-III sowie traumatische osteochondrale Läsionen. Weitere Ausschlusskriterien waren eine*

*präoperative Gonarthrose > 1° nach JÄGER UND WIRTH (1986), eine Varus- oder Valgusbeinachse > 5°, Bandinstabilitäten und Zustand nach Innenmeniskusresektionen."*

In der Arbeit von GRAPE et al. (2004) wurden verschiedene klinische Parameter zur postoperativen Verlaufsbeurteilung erhoben, von denen für die vorliegende Studie drei Untersuchungsergebnisse übernommen wurden, die zum Vergleich dienen sollen. Verwendet wurden die Ergebnisse des IKDC 2000 ZUR SUBJEKTIVEN BEURTEILUNG DES KNIES, des IKDC 2000 ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES (NACH FORMBLATT) sowie des TEGNER UND LYSHOLM-SCORE (1985). *Demzufolge kam es im IKDC-Gesamtergebnis (Range 1-100) bei der verkleinerten Patientengruppe zu einer Verbesserung um durchschnittlich 30,2 Punkte von präoperativ 54,3 auf postoperativ 84,5 Punkte.*

*Bei der Auswertung des IKDC 2000 zur Untersuchung des Knies (nach Formblatt)(Range A-D) zeigte sich präoperativ bei drei Patienten (25%) ein „normaler“ (A), bei vier Patienten (33,3%) ein „fast normaler“ (B), bei vier Patienten (33,3%) ein „abnormaler“ (C) sowie bei einem Patienten ein „deutlich abnormaler“ (D) Gelenkbefund. Postoperativ verbesserte sich der Gelenkbefund auf acht Patienten (66,7%) mit „normalem“ (A) und vier Patienten (33,3%) mit „fast normalem“ (B) Gelenkbefund.*

*Im Score nach TEGNER UND LYSHOLM (Range 1-10) ergab sich eine Steigerung von präoperativ im Mittel 3,25 Punkten ( $\pm 1,49$ ) auf postoperativ 4,33 Punkte ( $\pm 0,99$ ).*

Die vorliegenden Ergebnisse sind sehr zufriedenstellend und zeigen eine deutliche klinische Befundverbesserung aller Patienten nach der Operation. Die klinische Studie wurde kurz nach der Operation durchgeführt, während die MRT-Studie mittel- bis langfristige Befunde zeigt. Geprüft werden soll mit dieser Studienanordnung das radiologische Outcome dieser Patienten im Verlauf und Zusammenhänge zwischen Klinik und MRT-Befund.

### 4.3. Die MRT-Untersuchung

Zunächst wurden die Patienten umfassend über den Sinn der Studie, deren Ablauf sowie mögliche Risiken informiert. Nach der Unterzeichnung der Einverständniserklärung (zwei Patienten lehnten eine Kontrastmittelgabe aus persönlichen Gründen ab), wurden die Patienten auf der Untersuchungsliege mit den Füßen voraus (feet first position) platziert. Der verwendete Kernspintomograph war ein Magnetom der Firma Siemens, Modell Symphony, mit einer Feldstärke von 1,5 T (Tesla) und einer Gradientenstärke von 30 mT/cm (milli Tesla pro Zentimeter).

Zur optimalen Datenakquirierung wurde über dem zu untersuchenden Knie eine zirkulär polarisierende Extremitätenspule (Modell CP extremity der Firma Siemens) angebracht, wie sie auch in der Routinediagnostik üblich ist. Der Vorteil einer solchen Spule ist ein verbessertes Auflösungsvermögen und Signal-zu-Rausch-Verhältnis (STEINBRICH et al., 1985). Man erhält dabei ein kleineres Messfeld mit einer höheren Matrixgröße (TRATTNIG et al., 2004). Die manuell gut auffindbare Patellaspitze galt als Zentrierpunkt.

Nach Polsterung der Extremität machten sich die Patienten mit der Bedienung des Alarmknopfes vertraut, setzten im Anschluss die vorbereiteten Kopfhörer auf, die als Gehörschutz und zur Kommunikation mit dem Untersucher während der Messungen dienen, und wurden bis auf Höhe der Markierung der Kniespule in das Gerät gefahren. Die weiteren Anweisungen erfolgten dann über die Gegensprechanlage vom Rechnerplatz aus. Aufgezeichnet wurden die Daten mit einer Rechneinheit von Siemens, Version syngo MR 2002 B, mit der Software NUMARIS/4.

Zu Beginn der Aufzeichnungen wurden Lokalizier-Bilder in den genannten Ebenen erstellt, von denen aus die weitere Einstellung der Bildausschnitte erfolgte.

Die erste Sequenz, die gefahren wurde, war eine koronare PD-FS-Sequenz mit den folgenden Parametern.

Parameter	Wert
Orientierung	koronar
Voxel-Grösse in mm	0,6 x 0,3 x 4,0
Schichtdicke in mm	4
Anzahl der Schichten	22
FoV in mm	160
TR (Relaxationszeit) in ms	3770
TE (Echozeit) in ms	36
Flipwinkel in Grad	180
Scan-Zeit in min	2:25
Fettunterdrückung	Fettsättigung
Auflösung in Zeilen	512

**Tabelle 4.1:** Protonendichte-gewichtete Turbospinechosequenz

Die zweite Sequenz war T1-gewichtet in sagittaler Ausrichtung.

Parameter	Wert
Orientierung	sagittal
Voxel-Grösse in mm	0,6 x 0,3 x 4,0
Schichtdicke in mm	4
Anzahl der Schichten	22
FoV in mm	160
TR (Relaxationszeit) in ms	684
TE (Echozeit) in ms	18
Flipwinkel in Grad	90
Scan-Zeit in min	2:59
Fettunterdrückung	keine
Auflösung in Zeilen	512

**Tabelle 4.2:** T1-gewichtete Spinechosequenz

Es folgte eine FLASH-3D-Sequenz, ebenfalls sagittal ausgerichtet.

Parameter	Wert
Orientierung	sagittal
Voxel-Grösse in mm	0,3 x 0,3 x 4,0
Schichtdicke in mm	4
Anzahl der Schichten	22
FoV in mm	160
TR (Relaxationszeit) in ms	18.6
TE (Echozeit) in ms	9.36
Flipwinkel in Grad	25
Scan-Zeit in min	3:00
Fettunterdrückung	Wassersättigung
Auflösung in Zeilen	512

**Tabelle 4.3:** FLASH-3D-Gradientenechosequenz

Im Anschluss daran wurde eine weitere FLASH-Sequenz gefahren, die als Hauptunterschied eine niedrigere Auflösung bei deutlich schnellerer Akquisitionszeit besitzt. Diese Sequenz wurde zweimal verwendet, vor und nach KM-Gabe. Das verwendete KM war Magnevist®, eine Gadolinium-Verbindung der Firma Schering, das in üblicher Dosierung von 0,2 ml/kg Körpergewicht verabreicht wurde. Die Zeit zwischen der Gabe und der post-KM-Messung betrug ca. 15 Minuten.

Parameter	Wert
Orientierung	sagittal
Voxel-Grösse in mm	0,6 x 0,6 x 4,0
Schichtdicke in mm	4
Anzahl der Schichten	22
FoV in mm	160
TR (Relaxationszeit) in ms	17.6
TE (Echozeit) in ms	8.42
Flipwinkel in Grad	25
Scan-Zeit in min	1:21
Fettunterdrückung	Wassersättigung
Auflösung in Zeilen	256

**Tabelle 4.4:** FLASH-3D-Gradientenecho-Sequenz (vor und nach Kontrastmittelgabe)

Zwischen den beiden FLASH-Sequenzen fand die längste Messung des Protokolls statt, eine T2-gewichtete TSE-Sequenz, die als Grundlage für die Segmentierung diente. Wie bereits erwähnt, nimmt das verwendete KM keinen Einfluss auf die T2-Werte.

Parameter	Wert
Orientierung	sagittal
Voxel-Grösse in mm	0,6 x 0,6 x 4,0
Schichtdicke in mm	4
Anzahl der Schichten	22
FoV in mm	160
TR (Relaxationszeit) in ms	3000.14
TE (Echozeit) in ms	13.2
Flipwinkel in Grad	90
Scan-Zeit in min	12:48
Fettunterdrückung	Fettsättigung
Auflösung in Zeilen	256

**Tabelle 4.5:** Fettgesättigte T2-gewichtete Turbospinechosequenz

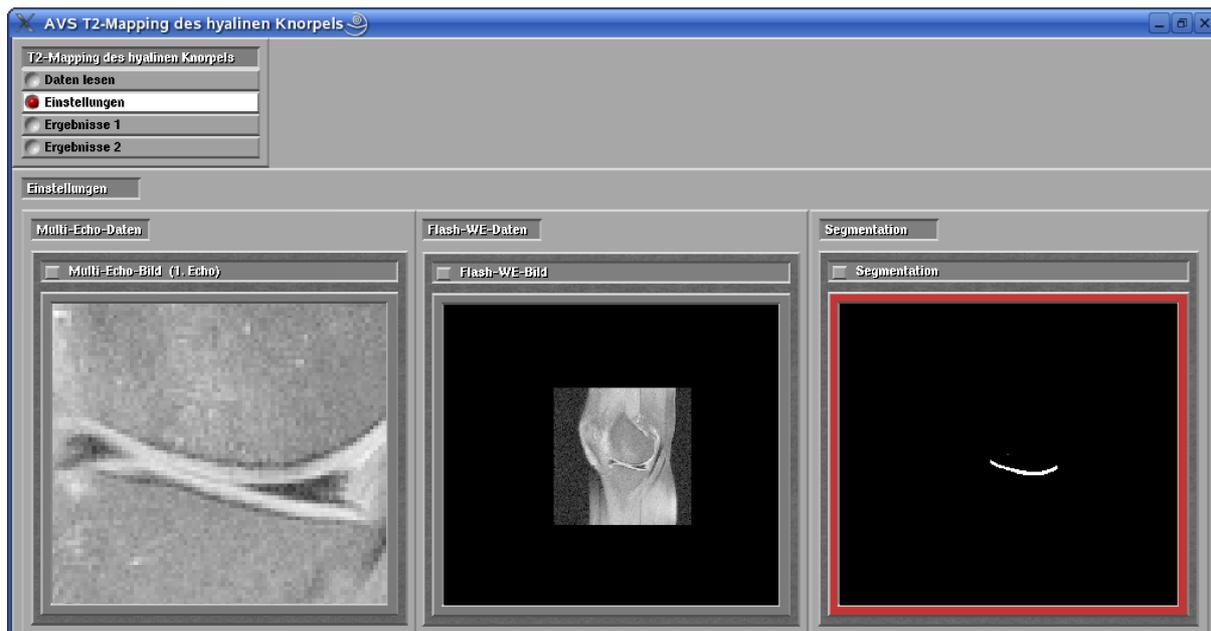
Die gesamte Untersuchungszeit kann mit ungefähr 45 Minuten angegeben werden (reine Scan-Zeit: 22:75 min.). Im Anschluss an die Messungen wurden die Daten auf einer Datenbank gespeichert, auf die sowohl von den Konsolen (Siemens Sienet, Magic View 1000, VE 42) zugegriffen werden konnte, an denen visuelle Auswertungen (region of interest- ROI) stattfanden, als auch von der Rechneinheit zur Segmentierung.

#### 4.4. Auswertung

Die erhobenen Daten wurden nach verschiedenen Gesichtspunkten ausgewertet, um einen möglichst umfassenden Überblick über die Verlaufswerte zu ermöglichen.

##### 4.4.1. Segmentierung

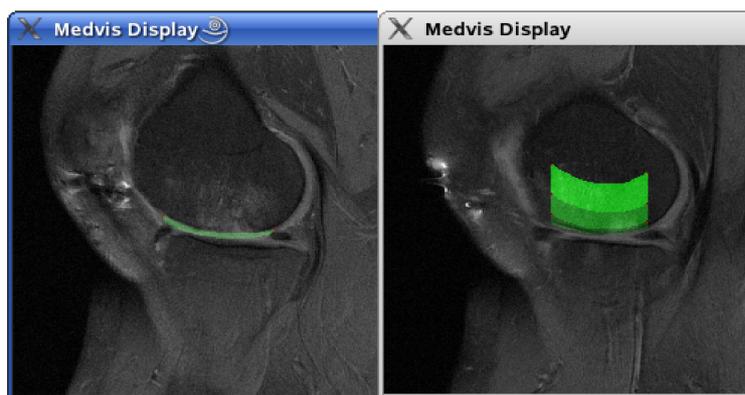
Für die Segmentierung wurden zwei sagittale Sequenzen verwendet, eine 3D-FLASH mit hoher Auflösung sowie die T2-Sequenz. Beide wurden in identischer Ebene und Schichtung aufgenommen, sodass sie zur Weiterverarbeitung digital übereinander gelegt werden konnten. Die eigentliche Segmentierung wurde in der FLASH-Sequenz durchgeführt, die einen sehr guten Kontrast zwischen Knorpel und Umgebung bietet und eine hohe Auflösung besitzt. Die segmentierten Schichten wurden anschliessend über die T2-Sequenz gelegt, um zuletzt die T2-Werte für die ausgewählten Gelenkabschnitte mit Hilfe eines speziellen Computerprogramms zu errechnen. Das Computerprogramm wurde von Dr. Thomas Mendlik vom Physikalischen Institut der Universität München, Klinikum Grosshadern, entworfen, erstellt und betreut.



**Abbildung 4.1:** Digitales Computerprogramm zur Errechnung von Signalintensitäten in ms

Das relevante Gebiet wurde in vier anatomische Abschnitte eingeteilt, die jeweils eine Sichelform ergaben.

Die erste Sichel beinhaltet den Knorpelabschnitt des transplantierten Areals, die zweite Sichel den subchondralen Bereich, die dritte den angrenzenden Knochen und die vierte den daran anschließenden Knochenabschnitt.

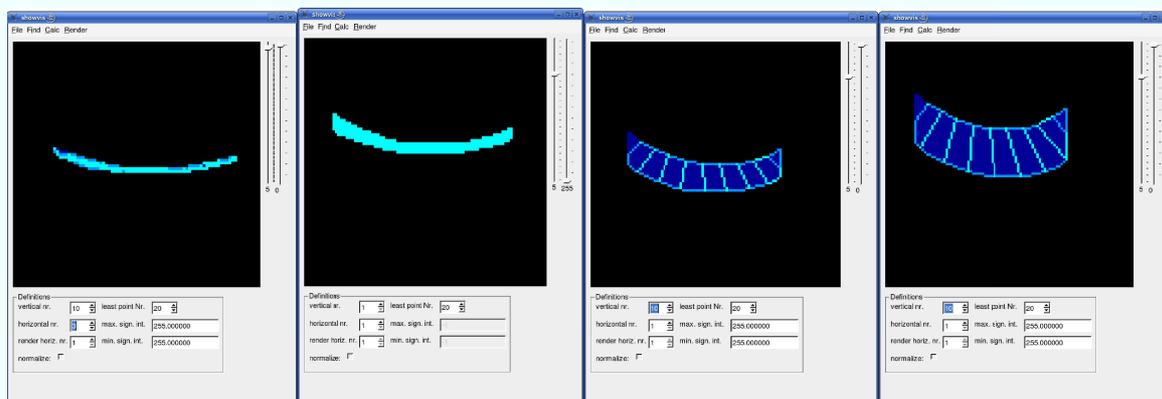


**Abbildung 4.2:** Manuell-digitale Erstellung Arealbezogener Sichel (Sichel 1: Knorpelsichel)

**Abbildung 4.3:** Manuell-digitale Erstellung Arealbezogener Sichel (Sichel 2-4: Knochensichel)

Die Segmentierung wurde in den Schichten durchgeführt, in denen der implantierte Zylinder visuell klar abgrenzbar ist. Zur optimalen Auswertung wurden die beiden randbildenden Schichten jeweils ausgespart. Als Vergleich diente die jeweilige Gegenkondyle am selben Femur, von der je drei Schichten aus einem zentralen Bereich segmentiert wurden.

Über die segmentierten Schichten wurde dann eine Matrix gelegt, die in der ersten Sichel (Knorpelabschnitt) 30 Felder ergibt (3 Zeilen, 10 Spalten) und in den drei weiteren (subchondraler Knochenabschnitt und 2 weitere Knochenabschnitte) je zehn Felder (1 Zeile, 10 Spalten).



**Abbildung 4.4:** Unterteilung der Sichel in Matrices

Das Computerprogramm berechnete im Anschluss die T2-Werte (Signalintensitäten in Millisekunden (kurz: ms) für die einzelnen Felder. Um einen Vergleichswert zu erhalten, wurde unter anderem auch ein Mittelwert für die errechneten Matrices gebildet. So erhielt man je vier Werte für das Transplantatereale und vier für den Bereich der Gegenkondyle, die die durchschnittliche Signalintensität des betrachteten Areals widerspiegeln.

#### 4.4.2. Polygonale ROI (regions of interest)

An einer Konsole wurden mit dem Programm Magic view (Siemens, SIENET, Magic View 1000 VE 42) polygonale Flächen (regions of interest – ROI) in verschiedene Knorpelareale gesetzt. Da sich die Transplantate deutlich vom originären Knorpel abgrenzen lassen, konnten diese Bereiche passgenau umfahren werden, um so Bild für Bild den Transplantatanteil komplett untersuchen zu können. Zum direkten Vergleich haben wir in gleicher Schicht eine ROI ähnlicher Größe in einen gesunden Knorpelabschnitt gelegt. Mithilfe des Computerprogramms ermittelten wir für die jeweiligen Areale verschiedene statistisch relevante Werte (Mittelwerte, Minimal- und Maximalwerte, Pixelanzahl, Standardabweichung,...). Um diese Werte vergleichbar zu machen, kann man die jeweiligen Mittelwerte der berechneten Areale durch die Standardabweichung im Rauschen teilen. So erhält man das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (signal-to-noise-ratio – SNR). Diese SNR-Werte können intraindividuell mit den Werten im Bereich der originären Areale und interindividuell verglichen werden. Diese Auswertung wurde in der T1-gewichteten Sequenz und in beiden FLASH-Sequenzen vorgenommen. Alle drei Sequenzen sind sagittal ausgerichtet.

#### 4.4.3. Visuell skalierte Daten

Die weiteren Merkmale wurden nach allgemeingültigen, in der Knorpelforschung üblichen sowie eigens entworfenen Klassifikationen beurteilt.

Zur Qualitätsbeurteilung des transplantierten Knorpels haben wir eine adaptierte Version der ICRS-Klassifikation verwendet.

Grad	Beschreibung
0	Areal unauffällig
1	Binnenveränderungen, oberflächliche Veränderungen mit kleinen Fissuren
2	Knorpelverlust <50% der Knorpeldicke
3	Knorpelverlust >50% der Knorpeldicke
4	freiliegender subchondraler Knochen

**Tabelle 4.6:** Klassifikation zur Qualitätsbeurteilung des transplantierten Knorpels in Anlehnung an die ICRS-Einteilung

Diese Klassifikation orientiert sich an visuellen Gesichtspunkten. Für das Erscheinungsbild des transplantierten Knorpelknochenzylinders wurde Bild für Bild, in dem dieser sichtbar ist, ein Scorewert vergeben. Als endgültigen Wert wählten wir dann den schlechtesten Wert der untersuchten Sequenz aus. Diese Qualitätsbeurteilung wurde in drei verschiedenen Sequenzen durchgeführt, die so miteinander verglichen werden können. Diese sind eine koronare PD-FS-Sequenz, eine sagittale T2-TSE-Sequenz und eine sagittale FLASH-3D-Sequenz nach Kontrastmittelgabe mit mittlerer Auflösung.

Als finaler Referenzwert galt der schlechteste Wert, der in den drei Sequenzen gefunden werden konnte.

Um die Homogenität des transplantierten Knorpels beurteilen zu können, haben wir einen eigenen Score entworfen, der sich stark an arthroskopischen Scores orientiert, dabei aber die Besonderheiten, die durch eine Zylindertransplantation entstehen, miteinbezieht. Die meisten üblichen Klassifikationen betrachten den Knorpel von außen nach innen. Besonderes Merkmal dieses Scores ist die Einteilung nach der Schichtdicke des Knorpels unabhängig von der Richtung, von der aus betrachtet wird. Damit wird verhindert, dass Schichtdicke oder Passgenauigkeit des transplantierten Zylinders Einfluss nehmen auf die Homogenität.

Grad	Beschreibung
0	Knorpelfläche homogen
1	Signalauffälligkeiten <25% der Schichtdicke des Knorpels
2	Signalauffälligkeiten <50% der Schichtdicke des Knorpels
3	Signalauffälligkeiten <75% der Schichtdicke des Knorpels
4	Signalauffälligkeiten >75% der Schichtdicke des Knorpels

**Tabelle 4.7:** Klassifikation zur Homogenitätsbeurteilung des transplantierten Knorpels

Auch bei dieser Klassifikation wählten wir den schlechtesten in der Auswertung erhaltenen Wert als Referenz. Diese Beurteilung wurde in der T2-TSE-Sequenz durchgeführt.

Die Merkmale Oberflächenkontinuität, Oberflächenkongruenz, Knorpeldicke, Spongiosaödem und Kontrastmittelaufnahme wurden nach in der Literatur häufig verwendeten, dreistufigen Scores (siehe Anhang) ausgewertet (ROSE et al., 2005; SANDERS et al., 2001).

Für die Beurteilung der Oberflächenkontinuität wird eine mögliche Stufenbildung zwischen Transplantat und dem anliegenden Knorpel in Millimetern gemessen (Messung in den Sequenzen PD-FS coronar, Flash 512 sagittal, T2-TSE sagittal und Flash 256 post-KM sagittal). Die Oberflächenkongruenz beschreibt man rein visuell als regulär, leicht verändert oder irregulär (Messung in den Sequenzen PD-FS coronar, Flash 512 sagittal, T2 map sagittal und Flash 256 post KM sagittal). Die Knorpeldicke wird im Vergleich zum umgebenden, originären Knorpel beurteilt und in Prozent angegeben (Messung in den Sequenzen PD-FS coronar, Flash 512 sagittal, Flash 256 post-KM sagittal). Ein mögliches Spongiosaödem und die knöchernen Integration (Messung in den Sequenzen PD-FS coronar, PD-FS axial, Flash 256 post-KM sagittal) werden nach ihrer Ausprägung beschrieben.

Da diese Scores alle dreistufig sind und gleiche Skalen verwenden, konnte zuletzt ein Gesamtwert aus diesen fünf Merkmalen errechnet werden, der

die wechselseitige Abhängigkeit der einzelnen Beurteilungskriterien voneinander ausdrückt.

#### 4.4.4. Vergleich radiologischer und klinischer Scores

Um mögliche Zusammenhänge zwischen klinischen und radiologischen Befunden zu untersuchen, stellten wir einige klinische Befunde (Defektgrösse, Anzahl verwendeter Zylinder) und die Differenz der Signalintensitäten von Transplantat und Referenzbereich graphisch in Form von Balkendiagrammen dar. Da einerseits die Skalierungen der unterschiedlichen Parameter sehr unterschiedlich sind und radiologisch aufgrund des Studienaufbaus keine Vergleichsmöglichkeiten zwischen prä- und postoperativ möglich waren, ist eine validierte Untersuchung auf Korrelationen und somit ein zuverlässiger Vergleich nicht möglich.

Die folgenden Diagramme finden deshalb keinen Eingang in die Diskussion und dienen lediglich zur Veranschaulichung.

Um einen Bezug zum klinischen Outcome der untersuchten Patienten herzustellen, verglichen wir unsere Ergebnisse mit denen der klinischen Studie von GRAPE et al. (2004). In dieser Studie war das gleiche Patientengut nach klinischen Gesichtspunkten untersucht worden. Die Ergebnisse daraus konnten den jeweiligen Patienten genau zugeordnet werden. Die Studienergebnisse der besagten Studie wandelten wir in Scores um, die gleich skaliert sind wie die radiologischen. Um einen Eindruck von den Vergleichsmöglichkeiten zu erhalten, transformierten wir die Ergebnisse des IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Kniegelenks in eine 5-stufige Skala. Bei der IKDC 2000-Auswertung wird eine Skala von 0-100 verwendet. Das Ergebnis beschreibt die Verbesserung, die durch die Operation erreicht wurde. Der von uns verwendete Score stellt den Prozentunterschied vom präoperativen zum postoperativen Wert dar.

Grad	Beschreibung
0	Verbesserung > 100%
1	Verbesserung < 100%
2	Verbesserung < 50%
3	Verbesserung < 25%
4	Keine Verbesserung oder Verschlechterung

**Tabelle 4.8:** Klassifikation zur Beurteilung der Verbesserung im IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Knie (mit Werten aus Grape et al. 2004)

Um die Ergebnisse des 4-stufigen functional level ICRS 2000 (IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie nach Formblatt) sowie des Tegner- und Lysholm-Scores mit radiologischen Gesichtspunkten vergleichen zu können, transformierten wir die jeweiligen Ergebnisse der klinischen Tests in 3-stufige Scores.

Grad	Beschreibung
0	Verbesserung um 2 oder mehr Stufen
1	Verbesserung um 1 Stufe
2	Verschlechterung oder keine Verbesserung

**Tabelle 4.9:** Klassifikation zur Beurteilung der Verbesserung im IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie (nach Formblatt) und zur Verbesserung des Tegner- und Lysholm-Score (mit Werten aus Grape et al. 2004)

Die Langzeitprognose wird unserer Ansicht nach nicht durch das Ergebnis einzelner Beurteilungskriterien, sondern vielmehr durch das Zusammenspiel der verschiedenen Einflussfaktoren bestimmt. Deshalb haben wir die jeweiligen Vergleichswerte zu einem Gesamtscore zusammengefasst, dessen Punktwert einen möglichen Prognosefaktor darstellt. Das Ergebnis ist dabei jeweils umso schlechter, je höher der Wert ist.

Beim Vergleich des IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Knie mit der Qualitätsbeurteilung und der Homogenitätsbeurteilung waren im schlechtesten Fall 12 Punkte zu vergeben.

Grad	Punktwert	Beschreibung
0	0-4	Sehr gut, gut
1	5-8	mässig
2	9-12	Schlecht

**Tabelle 4.10:** Prognosefaktor zur Beurteilung der Vergleichswerte von IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Knie, Qualitäts- sowie Homogenitätsbeurteilung

Beim Vergleich des IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie nach Formblatt mit dem Tegner-Lysholm-Score sowie dem visuellen Gesamtscore waren maximal sechs Punkte möglich.

Grad	Punktwert	Beschreibung
0	0-2	Sehr gut, gut
1	3-4	mässig
2	5-6	Schlecht

**Tabelle 4.11:** Prognosefaktor zur Beurteilung der Vergleichswerte des IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie nach Formblatt, des Tegner-Lysholm-Score sowie des visuellen Gesamtscore

#### 4.4.5. Statistische Instrumente

Aufgrund der geringen Fallzahl nehmen wir an, dass keine Normalverteilung vorliegt. Das Zielkriterium dieser Arbeit ist der MRI-Unterschied der durchschnittlichen Signalintensität (in ms) der Knorpelstruktur des Transplantatareals versus der Gegenkondyle. Zur statistischen

Auswertung führten wir einen T-Test für abhängige Stichproben durch. Zur Anwendung kam das Programm SPSS 15.0 für Windows der Firma SPSS Inc.. Ergebnisse mit  $p \leq 0,05$  werden als signifikant gewertet.

## 5. Ergebnisse

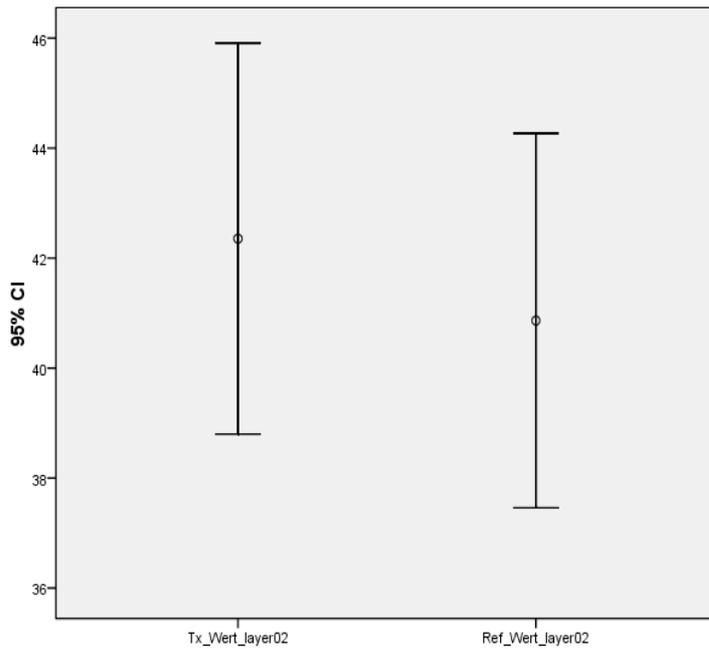
Um die Homogenität der Untersuchungsgruppe nicht zu vermindern, haben wir in den folgenden Auswertungen zwei Gruppen eingeteilt. Bei acht der Patienten lagen alle Einschlusskriterien vor und es wurden alle Untersuchungen (mit Ausnahme der KM-Gabe bei zwei Patienten) durchgeführt. Die beiden Patienten, die keine OD als Diagnose aufweisen, ein Patient, bei dem die T2-Untersuchung aufgrund technischer Probleme nicht ausgewertet werden konnte, sowie eine Patientin, die mit leicht veränderten Parametern untersucht wurde, wurden gesondert betrachtet.

### 5.1. Signalintensitätsunterschiede in der T2-TSE-Sequenz

Der T2-Wert im Bereich des transplantierten Areals betrug in der oberflächlichen Knorpelschicht (layer 02) bei den acht Patienten im Mittel 42 ms (Max/Min: 47/35,  $\Delta$ s: 4,25), im Referenzbereich der Gegenkondyle (laterale Femurkondyle) konnten 41 ms gemessen werden (Max/Min: 48/37,  $\Delta$ s: 4,07). Der Differenzwert zwischen Transplantatareal und Referenzbereich war durchschnittlich 1 ms (Max/Min: 7/0,5,  $\Delta$ s: 4,04) (n.s.:  $p=0,332$ ).

Descriptive Statistics								
	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
Tx_Wert_layer02	8	11,95	35,06	47,01	42,3538	1,50365	4,25297	18,088
Ref_Wert_layer02	8	11,04	37,04	48,08	40,8650	1,43960	4,07181	16,580
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.1:** Statistische Standardwerte der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der oberflächlichen Knorpelschicht in der T2-gewichteten Sequenz im Vergleich Transplantatareal- Referenzbereich (8 OD-Patienten)



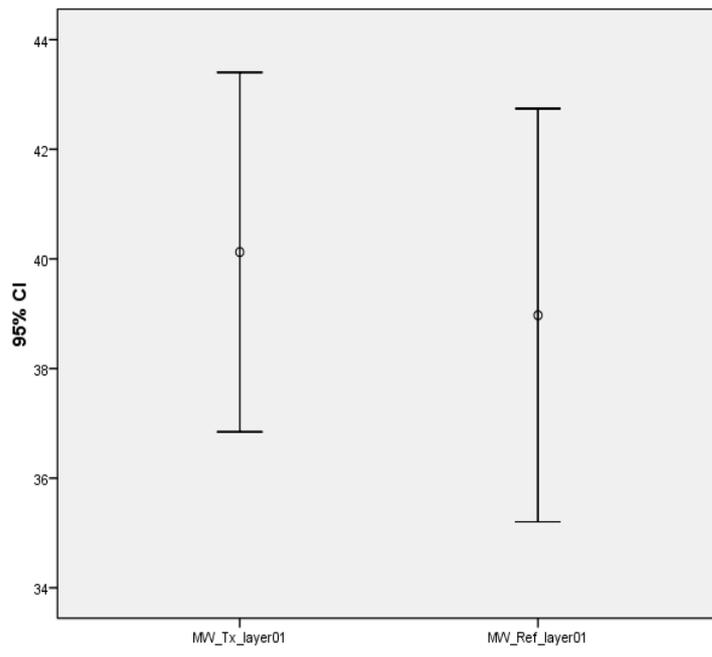
**Abbildung 5.2:** Konfidenzintervall der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der oberflächlichen Knorpelschicht im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich (8 OD-Patienten)

In der Übergangszone (transitional zone) (layer 01) ergab sich ein Wert von 40 ms (Max/Min: 45/35,  $\Delta$ s:3,92) für das Transplantat, im Gegensatz zum Referenzareal mit 39 ms (Max/Min: 47/35,  $\Delta$ s: 4,51). Der Differenzbetrag war ebenfalls 1 ms (Max/Min: 6/0,  $\Delta$ s: 3,32) (n.s.:  $p=0,36$ ).

**Descriptive Statistics**

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
MW_Tx_layer01	8	10	35	45	40,12	1,386	3,921	15,376
MW_Ref_layer01	8	12,54	34,50	47,04	38,9725	1,59390	4,50824	20,324
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.3:** Statistische Standardwerte der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der mittleren Knorpelschicht in der T2-gewichteten Sequenz im Vergleich Transplantatareal - Referenzbereich (8 OD-Patienten)



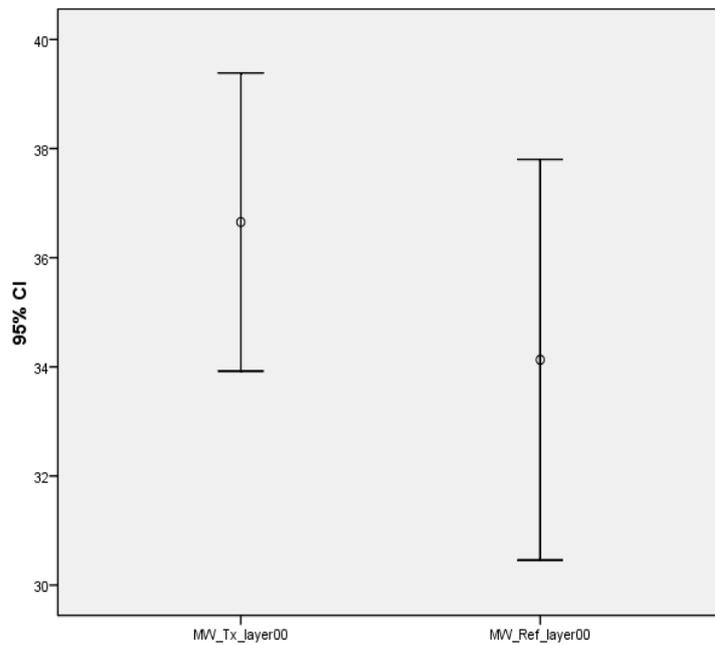
**Abbildung 5.4:** Konfidenzintervall der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der mittleren Knorpelschicht im Vergleich Transplantat-areal-Referenzbereich (8 OD-Patienten)

In der tiefen Knorpelschicht (Radiärzone) (layer 00) konnte für den transplantierten Bereich ein Mittelwert von 37 ms (Max/Min: 42/33,  $\Delta$ s:3,27) errechnet werden, im Referenzbereich wurden im Mittel 34 ms (Max/Min: 43/30,  $\Delta$ s: 4,39) gemessen. Die mittlere Differenz ergab 3 ms (Max/Min: 6/0,5,  $\Delta$ s: 2,25) (signifikant:  $p=0,016$ ).

**Descriptive Statistics**

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
MW_Tx_layer00	8	9,12	33,07	42,19	36,6538	1,15458	3,26564	10,664
MW_Ref_layer00	8	12,75	30,15	42,90	34,1300	1,55214	4,39011	19,273
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.5:** Statistische Standardwerte der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der tiefen Knorpelschicht in der T2-gewichteten Sequenz im Vergleich Transplantat-areal - Referenzbereich (8 OD-Patienten)



**Abbildung 5.6:** Konfidenzintervall der durchschnittlichen Signalintensitäten (in ms) der oberflächlichen Knorpelschicht im Vergleich Transplantatreal - Referenzbereich (8 OD-Patienten)

8 Patienten				
Schicht	MW Tx ges.	MW Ref ges.	Differenz	Signifikanz p
Layer:00	36,65	34,13	2,52	0,016
Layer:01	40,12	38,97	1,15	0,36 (n.s.)
Layer:02	42,35	40,86	1,49	0,332 (n.s.)

**Tabelle 5.1:** Durchschnittliche Signalintensitäten (in ms) der drei Knorpelschichten im Vergleich Transplantatreal- Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt aus allen 8 OD-Patienten)

Pat	Schicht	MW Tx	MW Ref	Differenz
1	Layer:00	42,19	42,90	-0,72
	Layer:01	44,66	47,04	-2,37
	Layer:02	45,25	48,08	-2,83
2	Layer:00	40,10	38,16	1,94
	Layer:01	44,98	44,85	0,13
	Layer:02	47,01	45,55	1,47
3	Layer:00	35,82	30,15	5,67
	Layer:01	41,54	35,46	6,08
	Layer:02	45,13	38,05	7,09
4	Layer:00	38,45	34,75	3,70
	Layer:01	42,85	37,67	5,18
	Layer:02	45,62	38,97	6,65
5	Layer:00	34,84	31,03	3,81
	Layer:01	38,07	38,15	-0,08
	Layer:02	42,01	42,51	-0,49
6	Layer:00	35,31	30,72	4,59
	Layer:01	38,10	34,50	3,60
	Layer:02	41,26	37,04	4,22
7	Layer:00	33,45	32,70	0,75
	Layer:01	36,14	37,59	-1,45
	Layer:02	37,49	38,93	-1,44
8	Layer:00	33,07	32,63	0,44
	Layer:01	34,66	36,52	-1,87
	Layer:02	35,06	37,79	-2,73

**Tabelle 5.2:** Durchschnittliche Signalintensitäten (in ms) der drei Knorpelschichten im Vergleich Transplantatareal- Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt auf Durchschnittswerte für jeden der 8 OD-Patienten)

Betrachtete man den kompletten Knorpeldurchmesser, ergaben sich im Mittel 40 ms (Max/Min: 44/34,  $\Delta$ s: 3,69) für das Transplantatareal versus 38 ms (Max/Min: 46/34,  $\Delta$ s: 4,21) für den Referenzbereich. Die Differenz ergab 2 ms (Max/Min: 6/1,  $\Delta$ s: 3,13 ) (n.s.:  $p=0,164$ ).

8 Patienten				
Schicht	MW Tx ges.	MW Ref ges.	Differenz	Signifikanz p
Layer:00-02	39,71	37,99	1,72	0,164

**Tabelle 5.3:** Durchschnittliche Signalintensität (in ms) der gesamten Knorpelschicht im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt aus allen 8 OD-Patienten)

Patient	MW Tx	MW Ref	Differenz
1	44,03	46,01	-1,97
2	44,03	42,85	1,18
3	40,83	34,55	6,28
4	42,31	37,13	5,18
5	38,31	37,23	1,08
6	38,22	34,08	4,14
7	35,69	36,41	-0,71
8	34,26	35,65	-1,39

**Tabelle 5.4:** Signalintensität (in ms) der gesamten Knorpelschicht im Vergleich Transplantatareal - Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (8 OD-Patienten)

Die Extremwerte im Transplantatareal lagen innerhalb der Werte-Range des Referenzbereichs. Dabei war die durchschnittliche Signalintensität im Transplantatareal teilweise niedriger als die im Referenzbereich. Erhöhungen in einer Größenordnung, die als pathologisch eingestuft werden (siehe Kap. 3.5.3), lagen bei keinem Patienten vor. Zwischen den beiden Messbereichen konnte kein signifikanter Unterschied eruiert werden. Lediglich bei der Auswertung der tiefen Knorpelschicht lag die Signalintensität im Transplantatareal signifikant höher als im

Referenzbereich. Dies kann jedoch nicht weiter verwertet werden, da pathologische Werte wie bereits erläutert deutlich höher sein müssten.

Die Ergebnisse der zweiten Gruppe werden in den folgenden Tabellen dargestellt. Alle Werte wurden in gleicher Weise ermittelt wie in der reinen OD-Gruppe. Aufgrund der geringen Patientenzahl haben sie jedoch für sich allein keine statistische Aussagekraft, unterstreichen aber durch ähnliche Werte die Ergebnisse der reinen OD-Gruppe.

In der oberflächlichen Knorpelschicht (layer 02) konnten wir einen Mittelwert von 48ms (Max/Min: 50/45,  $\Delta$ s: 3,24) für das Transplantat-areal versus 38ms (Max/Min: 41/36,  $\Delta$ s: 3,58) für den Referenzbereich berechnen. Daraus ergab sich eine Differenz von 7ms (Max/Min 14/5,  $\Delta$ s: 6,82). Für die mittlere Knorpelschicht (layer 01) erhielten wir einen Mittelwert von 43ms (Max/Min: 46/41,  $\Delta$ s: 3,58) für das Transplantat-areal, 36ms (Max/Min: 36/35,  $\Delta$ s: 0,49) für den Referenzbereich, sowie eine mittlere Differenz von 8ms (Max/Min: 10/5,  $\Delta$ s: 3,09).

Für die tiefe Knorpelschicht ermittelten wir für das Transplantat-areal 36ms (Max/Min: 38/35,  $\Delta$ s: 2,47), für den Referenzbereich 33ms (Max/Min: 36/30,  $\Delta$ s: 4,97) und als Differenz 4ms (Max/Min: 5/2,  $\Delta$ s: 2,5).

4 Patienten			
Schicht	MW Tx ges.	MW Ref ges.	Differenz
Layer:00	36,46	32,77	3,69
Layer:01	43,25	35,66	7,59
Layer:02	47,53	38,06	9,47

**Tabelle 5.5:** Durchschnittliche Signalintensitäten (in ms) der drei Knorpelschichten im Vergleich Transplantat-areal - Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt aus 4 Patienten)

Pat	Schicht	MW Tx	MW Ref	Differenz
9	Layer:00	x	x	x
	Layer:01	x	x	x
	Layer:02	x	x	x
10	Layer:00	38,21	36,29	1,93
	Layer:01	45,78	36,01	9,77
	Layer:02	49,82	35,53	14,30
11	Layer:00	34,71	29,25	5,46
	Layer:01	40,72	35,31	5,41
	Layer:02	45,24	40,59	4,65
12	Layer:00	x	x	x
	Layer:01	x	x	x
	Layer:02	x	x	x

**Tabelle 5.6:** Durchschnittliche Signalintensitäten (in ms) der drei Knorpelschichten im Vergleich Transplantatareal- Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt auf Durchschnittswerte für jeden der 4 Patienten)

Die Berechnung der gesamten Knorpelschicht ergab eine mittlere Signalintensität von 42ms (Max/Min: 45/40,  $\Delta$ s: 3,1) für das Transplantatareal, 36ms (Max/Min: 36/35,  $\Delta$ s: 0,63) für den Referenzbereich und eine Differenz von 7ms (Max/Min: 9/5,  $\Delta$ s: 2,47).

4 Patienten			
Schicht	MW Tx ges.	MW Ref ges.	Differenz
Layer 00-02	42,41	35,50	6,92

**Tabelle 5.7:** Durchschnittliche Signalintensität (in ms) der gesamten Knorpelschicht im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt aus 4 Patienten)

Patient	MW Tx	MW Ref	Differenz
9	x	x	x
10	44,60	35,94	8,66
11	40,22	35,05	5,17
12	x	x	x

**Tabelle 5.8:** Signalintensität (in ms) der gesamten Knorpelschicht im Vergleich Transplantat-areal-Referenzbereich und deren jeweilige Differenz (gemittelt auf Durchschnittswerte für jeden der 4 Patienten)

Die Knorpelknochenzylinder waren in den angelegten Knochensicheln nicht mehr sicher abgrenzbar und zeigten grosse Signalintensitätsschwankungen. Diese sind auf Sklerosierungen, ödematöse Veränderungen und Artefakte zurückzuführen. Aufgrund der fehlenden Abgrenzbarkeit vom umgebenden gesunden Gewebe wurden diese Sicheln statistisch nicht ausgewertet.

## 5.2. Polygonale ROI

Bei der Auswertung der polygonalen ROI wurden sog. Signal-zu-Rausch-Verhältnisse (SNR) berechnet, die die Werte interindividuell vergleichbar machen. Die angewandte Formel lautet:

$$\text{SNR} = \frac{\text{Signalintensität der untersuchten Struktur}}{\text{Standardabweichung des Grundrauschens}}$$

Für die Berechnung der Standardabweichung des Grundrauschens wurden Signalintensitäten in ROI ausserhalb des Gelenks bestimmt. Um Unterschiede beim Einsatz verschiedener Sequenzen deutlich zu machen, haben wir diese Berechnungen in drei unterschiedlichen sagittalen Sequenzen durchgeführt (T1-SE, FLASH-3D-WE 512, FLASH-3D-WE 256). Die genaue Auswertungsbeschreibung findet sich in Kapitel 4.4.2.

In der T1-gewichteten Sequenz lagen die SNR-Werte im Bereich des transplantierten Knorpels im Mittel bei 14 (Max/Min: 16/10,  $\Delta$ s: 2,06) im Vergleich zu 17 (Max/Min: 20/13,  $\Delta$ s: 1,91) im gesunden Bereich derselben Kondyle. Daraus ergab sich eine durchschnittliche Differenz von -3 (Max/Min: -4/-2,  $\Delta$ s: 0,82). In der Flash-3D 512-Sequenz errechneten sich Werte von 15 (Max/Min: 20/9,  $\Delta$ s: 3,66) im Transplantatreal versus 18 (Max/Min: 20/14,  $\Delta$ s: 1,96) im Gesunden mit einer Differenz von -3 (Max/Min: -8/0,  $\Delta$ s: 3,00). In der Flash-3D 256-Sequenz erhielten wir für den transplantierten Knorpel eine SNR von 38 (Max/Min: 46/32,  $\Delta$ s: 5,28) und für den gesunden Knorpel eine SNR von 46 (Max/Min: 55/35,  $\Delta$ s: 8,03). Daraus leitete sich eine Differenz von -7 (Max/Min: -13/-3,  $\Delta$ s: 5,63) ab. Die Werte sind in den folgenden Tabellen gegenüber gestellt.

**Descriptive Statistics**

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
ROI_MW_Tx_T1	8	6,13	9,57	15,70	13,8838	,72243	2,04334	4,175
ROI_MW_Ref_T1	8	6,56	12,83	19,39	16,7138	,67550	1,91061	3,650
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.7:** Statistische Standardwerte der polygonalen ROI zum Vergleich der Mittelwerte des Transplantatreal mit dem Referenzbereich in der Sequenz T1 (8 OD-Patienten)

**Descriptive Statistics**

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
ROI_MW_Tx_Flash512	8	11,37	9,03	20,40	15,2662	1,28580	3,63679	13,226
ROI_MW_Ref_Flash512	8	6	14	20	17,76	,699	1,977	3,908
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.8:** Statistische Standardwerte der polygonalen ROI zum Vergleich der Mittelwerte des Transplantatreal mit dem Referenzbereich in der Sequenz Flash 512 (8 OD-Patienten)

**Descriptive Statistics**

	N	Range	Minimum	Maximum	Mean		Std. Deviation	Variance
	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Statistic	Std. Error	Statistic	Statistic
ROI_MW_Tx_Flash256	8	14	32	46	38,09	1,865	5,275	27,825
ROI_MW_Ref_Flash256	8	20	35	55	45,54	2,838	8,026	64,424
Valid N (listwise)	8							

**Abbildung 5.9:** Statistische Standardwerte der polygonalen ROI zum Vergleich der Mittelwerte des Transplantatareals mit dem Referenzbereich in der Sequenz Flash 256 (8 OD-Patienten)

Sequenz	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
T1	13,9	16,7	-2,8
FLASH 512	15,3	17,8	-2,5
FLASH 256	38,1	45,6	-7,5

**Tabelle 5.9:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (gemittelt aus allen 8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
1	9,57	12,83	-3,26
2	15,20	16,94	-1,74
3	13,69	16,47	-2,77
4	14,10	17,70	-3,60
5	15,06	16,96	-1,90
6	12,55	15,67	-3,12
7	15,76	17,75	-1,99
8	15,48	19,39	-3,91

**Tabelle 5.10:** SNR-Mittelwerte in der Serie **T1-SE** im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
1	9,03	17,04	-8,02
2	19,09	18,78	0,31
3	14,91	17,72	-2,81
4	12,86	14,29	-1,42
5	14,57	16,35	-1,78
6	17,57	18,01	-0,44
7	20,48	20,31	0,17
8	14,03	19,95	-5,92

**Tabelle 5.11:** SNR-Mittelwerte in der Serie **Flash-3D-512** im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
1	31,89	43,90	-12,00
2	33,70	42,50	-8,80
3	32,92	35,50	-2,59
4	41,09	54,20	-13,12
5	45,57	54,73	-9,16
6	38,86	34,68	4,18
7	44,51	53,34	-8,82
8	36,20	45,51	-9,31

**Tabelle 5.12:** SNR-Mittelwerte in der Serie **Flash-3D-256** im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Diese Berechnungen wurden auch für die Entnahmestelle, die lediglich mit demineralisierter Rinderspongiosa aufgefüllt worden war, durchgeführt. In der T1-SE-Sequenz zeigte sich eine mittlere SNR von 16 (Max/Min: 18/14,  $\Delta$ s: 1,48) an der Entnahmestelle, entgegen einem Wert von 17 (Max/Min: 20/14,  $\Delta$ s: 1,78) im Referenzbereich und einer Differenz von -1 (Max/Min: -4/1,  $\Delta$ s: 1,82). In der Flash 512-Sequenz erhielten wir Werte von 15 (Max/Min: 17/10,  $\Delta$ s: 2,34) für die Entnahmestelle, 18 (Max/Min: 21/15,  $\Delta$ s: 2,09) für den Referenzbereich und eine Differenz von -3 (Max/Min: -5/0,  $\Delta$ s: 2,02). Die Auswertung der Flash 256 ergab eine SNR von

34 (Max/Min: 41/27,  $\Delta$ s: 4,24) im Entnahmebereich und eine SNR von 43 (Max/Min: 51/39,  $\Delta$ s: 4,39) an der Referenzkondyle mit einer durchschnittlichen Differenz von -8 (Max/Min: -14/-5,  $\Delta$ s: 3,23).

Die exakten Lokalisationen der Entnahmestellen konnten dabei aufgrund der erfolgten Ausheilung zum Teil nicht genau abgegrenzt und deshalb nicht ausgewertet werden.

Sequenz	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
T1	15,5	16,7	-1,2
FLASH 512	14,5	17,6	-3,1
FLASH 256	34,4	42,7	-8,4

**Tabelle 5.13:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI im Vergleich Entnahmestelle – Referenzbereich und deren Differenz (gemittelt aus allen 8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
1	x	x	x
2	15,40	19,68	-4,28
3	14,17	15,89	-1,72
4	14,18	16,09	-1,91
5	14,94	13,95	0,99
6	18,08	17,15	0,93
7	14,76	16,37	-1,61
8	16,96	17,82	-0,86

**Tabelle 5.14:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI in der **Serie T1-SE** im Vergleich Entnahmestelle – Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
1	x	x	x
2	x	x	x
3	15,19	16,69	-1,50
4	10,24	15,19	-4,95
5	13,45	17,96	-4,50
6	15,82	15,85	-0,03
7	16,58	19,41	-2,83
8	15,74	20,57	-4,83

**Tabelle 5.15:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI in der **Serie Flash-3D-512** im Vergleich Entnahmestelle - Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
1	27,11	38,89	-11,77
2	35,37	40,80	-5,43
3	34,66	40,79	-6,12
4	29,69	40,13	-10,44
5	35,00	41,78	-6,79
6	35,01	40,34	-5,32
7	40,65	47,71	-7,06
8	37,49	51,35	-13,86

**Tabelle 5.16:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI in der **Serie Flash-3D-256** im Vergleich Entnahmestelle- Referenzbereich und deren Differenz (8 OD-Patienten)

Gleichermassen wurde bei den vier gesondert betrachteten Patienten verfahren. In der T1-SE-Sequenz erhielten wir für das Transplantat areal eine SNR von 11 (Max/Min: 12/11,  $\Delta s$ : 0,21) und für den Referenzbereich eine SNR von 13 (Max/Min: 14/12,  $\Delta s$ : 1,56) mit einer Differenz von -2 (Max/Min: -3/-0,  $\Delta s$ : 1,77). Bei der Auswertung der Flash-3D-512 ergab sich für das Transplantat ein Mittel von 12 (Max/Min: 14/9,  $\Delta s$ : 3,27), für die Referenz 15 (Max/Min: 16/15,  $\Delta s$ : 0,69) und eine Differenz von -3 (Max/Min: -6/-1,  $\Delta s$ : 3,97). In der Flash-3D-256 liess sich für das Transplantat areal ein Wert von 33 (Max/Min: 40/27,  $\Delta s$ : 8,68) im

Gegensatz zur Gegenkondyle mit 40 (Max/Min: 42/38,  $\Delta$ s: 3,08) und einer Differenz von -7 (Max/Min: -15/2,  $\Delta$ s: 11,75) errechnen.

Sequenz	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
T1	11,38	12,95	-1,57
Flash 512	11,58	15,06	-3,48
Flash 256	33,16	39,73	-6,57

**Tabelle 5.17:** SNR-Mittelwerte polygonaler ROI im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (gemittelt aus 4 Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	11,53	11,85	-0,31
11	x	x	x
12	11,23	14,05	-2,82

**Tabelle 5.18:** SNR-Mittelwerte in der **Serie T1-SE** im Vergleich Transplantatareal -Referenzbereich und deren Differenz (4 Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	13,89	14,57	-0,68
11	x	x	x
12	9,27	15,55	-6,29

**Tabelle 5.19:** SNR-Mittelwerte in der Serie **Flash-3D-512** im Vergleich Transplantatareal -Referenzbereich und deren Differenz (4 Patienten)

Pat	Knorpel/Tx	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	39,30	37,55	1,74
11	x	x	x
12	27,03	41,91	-14,88

**Tabelle 5.20:** SNR-Mittelwerte in der Serie **Flash-3D-256** im Vergleich Transplantatareal-Referenzbereich und deren Differenz (4 Patienten)

Die Ergebnisse für die Entnahmestelle zeigten grosse Schwankungen. So berechneten wir in der T1-SE-Sequenz eine SNR von 12 (Max/Min 12/12,  $\Delta s$ : 0,37) für die Entnahmestelle gegenüber einer SNR von 15 (Max/Min: 17/14,  $\Delta s$ : 2,03) für den Referenzbereich mit einer Differenz von -3 (Max/Min: -5/-2,  $\Delta s$ : 1,66). In der Flash-3D-512 resultierte eine SNR von 13 (Max/Min: 14/12,  $\Delta s$ : 2,12) für die Entnahmestelle, eine SNR von 16 (Max/Min: 17/15,  $\Delta s$ : 2,01) für das Referenzareal sowie eine Differenz von -3 (Max/Min: -3/-3,  $\Delta s$ : 0,10). In der Flash-3D-256 ergab sich schliesslich für die Entnahmestelle eine SNR von 31 (Max/Min: 33/29,  $\Delta s$ : 3,34), für den Referenzbereich eine SNR von 39 (Max/Min: 41/36,  $\Delta s$ : 3,09) und eine Differenz von -8 (Max/Min: -8/-8,  $\Delta s$ : 0,25).

Sequenz	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
T1	11,98	15,32	-3,34
Flash 512	12,55	15,70	-3,15
Flash 256	30,52	38,64	-8,12

**Tabelle 5.21:** SNR-Mittelwerte der polygonalen ROI im Vergleich Entnahmestelle - Referenzbereich und deren Differenz (gemittelt aus 4 Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	11,72	13,89	-2,17
11	x	x	x
12	12,24	16,76	-4,52

**Tabelle 5.22:** SNR-Mittelwerte in der **Serie T1-SE** im Vergleich Entnahmestelle - Referenzbereich (4 Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	11,05	14,27	-3,22
11	x	x	x
12	14,04	17,12	-3,08

**Tabelle 5.23:** SNR-Mittelwerte in der **Serie Flash-3D-512** im Vergleich Entnahmestelle - Referenzbereich (4 Patienten)

Pat	Knorpel/ES	Knorpel/Ref	Differenz
9	x	x	x
10	28,16	36,45	-8,30
11	x	x	x
12	32,88	40,82	-7,94

**Tabelle 5.24:** SNR-Mittelwerte der **Serie Flash-3D-256** im Vergleich Entnahmestelle - Referenzbereich (4 Patienten)

## 5.3. Visuell skalierte Daten

### 5.3.1. Qualitätsbeurteilung

Die Qualitätsbeurteilung des implantierten Knorpelknochenzylinders bezieht sich auf den knorpeligen Teil des Implantats. Der Gesamtscore konnte in drei Fällen mit Grad 2 angegeben werden, vier Patienten erreichten Grad 3 und ein Patient musste mit Grad 4 eingestuft werden. Die genaue Gradeinteilung findet sich in Kapitel 4.4.3., Tabelle 4.6.

Die folgende Tabelle zeigt eine Übersicht über die Ergebnisse der einzelnen Sequenzen.

Patient	PD-FS coronar	T2-TSE sagittal	FLASH-3D-256 post-KM
1	3	1	<b>4</b>
2	<b>3</b>	1	2
3	<b>2</b>	1	x
4	<b>2</b>	1	x
5	2	<b>3</b>	2
6	<b>3</b>	3	3
7	2	2	<b>3</b>
8	<b>2</b>	2	2

**Tabelle 5.25:** Qualitätsbeurteilung des transplantierten Areals in drei Sequenzen (8 OD-Patienten)

In der zweiten Gruppe ergaben sich folgende Werte.

Patient	PD-FS coronar	T2-TSE sagittal	FLASH-3D-256 post-KM
9	1	x	<b>3</b>
10	<b>3</b>	2	1
11	<b>3</b>	1	x
12	<b>3</b>	2	3

**Tabelle 5.26:** Qualitätsbeurteilung des transplantierten Areals in drei Sequenzen (4 Patienten)

### 5.3.2. Homogenitätsbeurteilung

Die Homogenität des transplantierten Knorpelknochenzylinders, bezogen auf die Knorpelfläche, wurde mit einem eigens entworfenen Score untersucht, der in Kapitel 4.4.3., Tabelle 4.7 vorgestellt wird. Dafür verwendeten wir die knorpelspezifische, sagittale T2-TSE-Sequenz. Drei Patienten konnten mit Grad 0 eingestuft werden, bei fünf der Patienten ergab sich Grad 2.

In der zweiten Gruppe erreichte nur ein Patient Grad 1, zwei mussten mit Grad 2 eingestuft werden und bei einem Patienten war aus technischen Gründen (fehlerhafte Sequenz) keine Auswertung möglich.

### 5.3.3. Oberflächenkontinuität

Die Oberflächenkontinuität im Bereich des transplantierten Zylinders wird über Stufenbildungen quantifiziert. Gemessen wurden diese in vier Sequenzen. Sechs Patienten konnten mit Grad 0 eingestuft werden, zwei Patienten erhielten Grad 1. Die dreistufige Score-Einteilung findet sich in Kapitel 13, Tabelle 13.3. Die Scores ergaben im Einzelnen die folgenden Werte.

Patient	PD-FS coronar	Flash-3D-512 sagittal	T2-TSE sagittal	Flash-3D-256 post-KM sag.
1	<b>0</b>	0	0	0
2	<b>1</b>	0	1	0
3	<b>1</b>	0	0	x
4	<b>0</b>	0	0	x
5	<b>0</b>	0	0	0
6	<b>0</b>	0	0	0
7	<b>0</b>	0	0	0
8	<b>0</b>	0	0	0

**Tabelle 5.27:** Oberflächenkontinuität des transplantierten Knorpels in vier Sequenzen (8 OD-Patienten)

In der zweiten Gruppe ergaben sich ähnlich gute Ergebnisse .

Patient	PD-FS coronar	Flash-3D-512 sagittal	T2-TSE sagittal	Flash-3D-256 post-KM sag.
9	<b>1</b>	0	x	1
10	<b>0</b>	0	0	0
11	<b>0</b>	0	0	x
12	<b>0</b>	0	0	0

**Tabelle 5.28:** Oberflächenkontinuität des transplantierten Knorpels in vier Sequenzen (4 Patienten)

#### 5.3.4. Oberflächenkongruenz

Die Oberflächenkongruenz bezeichnet den Verlauf der konvexen Gelenkfläche, der wichtig für den reibungslosen Bewegungsablauf mit der artikulierenden Gelenkfläche der Tibia ist. Bei drei Patienten ergab sich ein Score von 0, fünf der Patienten konnten mit Grad 1 eingestuft werden. Auch dieses Merkmal wurde in vier verschiedenen Sequenzen ermittelt. Die dreistufige Score-Einteilung findet sich in Kapitel 13, Tabelle 13.4.

Patient	PD-FS coronar	Flash 512 sag	T2 map sag	Flash 256 post-KM sag
1	<b>1</b>	0	0	0
2	0	<b>1</b>	1	0
3	<b>1</b>	0	0	x
4	<b>1</b>	1	0	x
5	<b>0</b>	0	0	0
6	<b>1</b>	0	0	0
7	<b>0</b>	0	0	0
8	<b>0</b>	0	0	0

**Tabelle 5.29:** Oberflächenkongruenz des transplantierten Knorpels in vier Sequenzen (8 OD-Patienten)

Patient	PD-FS coronar	Flash 512 sag	T2 map sag	Flash 256 post-KM sag
9	<b>1</b>	0	x	1
10	<b>0</b>	0	0	0
11	<b>0</b>	0	0	x
12	<b>1</b>	1	1	1

**Tabelle 5.30:** Oberflächenkongruenz des transplantierten Knorpels in vier Sequenzen (4 Patienten)

### 5.3.5. Knorpeldicke

Die Knorpeldicke wurde im Vergleich zum umliegenden Gelenkknorpel ermittelt. Zu beachten ist hierbei, dass die Knorpeldicke im Wesentlichen von der Entnahmestelle bzw. der Knorpeldicke im Bereich der Entnahmestelle abhängt.

Lediglich ein Patient erreichte Grad 0, fünf Patienten konnten mit Grad 1 eingestuft werden, zwei Patienten erreichten nur Grad 2. Für diese Auswertung wurden drei verschiedene Sequenzen verwendet. Die dreistufige Score-Einteilung findet sich in Kapitel 13, Tabelle 13.5.

Patient	PD-FS coronar	Flash-3D-512 sagittal	Flash-3D-256 post-KM sagittal
1	<b>2</b>	2	2
2	<b>1</b>	1	1
3	<b>2</b>	1	x
4	<b>0</b>	0	x
5	<b>1</b>	1	1
6	<b>1</b>	1	1
7	0	<b>1</b>	1
8	0	<b>1</b>	1

**Tabelle 5.31:** Knorpeldicke des transplantierten Zylinders in drei Sequenzen (8 OD-Patienten)

Patient	PD-FS coronar	Flash-3D-512 sagittal	Flash-3D-256 post-KM sagittal
9	<b>0</b>	0	0
10	0	1	<b>2</b>
11	<b>0</b>	0	x
12	<b>2</b>	2	2

**Tabelle 5.32:** Knorpeldicke des transplantierten Zylinders in drei Sequenzen (4 Patienten)

### 5.3.6. Spongiosaödem

Das Vorhandensein und die Ausprägung eines Spongiosaödems als weiteres Merkmal für den Grad der Integration des transplantierten Zylinders wurde in drei Sequenzen beurteilt. Bei diesem Kriterium zeigten sich die schlechtesten Ergebnisse der gesamten Untersuchung. So

erhielten drei Patienten Grad 1, fünf Patienten mussten mit Grad 2 eingestuft werden. Die dreistufige Score-Einteilung findet sich in Kapitel 13, Tabelle 13.6. Wie HERBER et al. 2003 in ihrer Veröffentlichung erläutern, hängt das Auftreten eines Spongiosaödems wesentlich vom Zeitintervall zwischen MRT-Untersuchung und Operation ab. Die vorliegenden Daten wurden jedoch zu unterschiedlichen Zeitpunkten nach Operation gewonnen.

Patient	PD-FS coronar	PD-FS axial	Flash3D-256 post-KM sagittal
1	<b>2</b>	2	2
2	<b>1</b>	1	0
3	<b>2</b>	2	x
4	<b>1</b>	1	x
5	<b>2</b>	2	1
6	<b>1</b>	1	1
7	<b>2</b>	2	2
8	<b>2</b>	2	2

**Tabelle 5.33:** Spongiosaödem des transplantierten Zylinders in drei Sequenzen (8 OD-Patienten)

In der zweiten Gruppe konnte ein Patient mit Grad 0 eingestuft werden, ein Patient erreichte Grad 1 und 2 Patienten lediglich Grad 2.

Patient	PD-FS coronar	PD-FS axial	Flash3D-256 post-KM sagittal
9	<b>1</b>	1	1
10	<b>2</b>	2	2
11	<b>0</b>	x	0
12	<b>2</b>	2	2

**Tabelle 5.34:** Spongiosaödem des transplantierten Zylinders in drei Sequenzen (4 Patienten)

### 5.3.7. Kontrastmittelaufnahme

Eine spezifische Kontrastmittelaufnahme als weiteres Zeichen mangelnder Integration konnte bei keinem der Patienten (beide Gruppen) festgestellt werden. Alle Patienten konnten mit Grad 0 eingestuft werden. Es fanden sich keine Demarkierungslinien und auch keine Flüssigkeitssäume, die die Zylinder von der Umgebung abgrenzten. Vielmehr zeigten sich diffuse Aufhellungen im Bereich des Transplantatbereichs und seiner Umgebung als Hinweis auf vermehrte Umbauprozesse. Die dreistufige Score-Einteilung findet sich in Kapitel 13, Tabelle 13.7.

### 5.3.8. Visueller Gesamtscore

Die fünf Merkmale Oberflächenkontinuität, Oberflächenkongruenz, Knorpeldicke, Spongiosaödem und Kontrastmittelaufnahme wurden zusätzlich in einem Gesamtscore zusammengefasst. Auch hier war, wie schon bei sämtlichen anderen Berechnungen, der schlechteste Wert entscheidend.

So ergab sich bei fünf Patienten Grad 2, nur drei Patienten erreichten Grad 1 und kein Patient konnte mit Grad 0 bewertet werden.

Pat	Gesamt-Score	Oberflächen-kontinuität	Oberflächen-kongruenz	Knorpel-dicke	Spongiosa-ödem	Kontrast-mittel-aufnahme
1	2	0	1	2	2	0
2	1	1	1	1	1	0
3	2	1	1	2	2	0
4	1	0	1	0	1	0
5	2	0	0	1	2	0
6	1	0	1	1	1	0
7	2	0	0	1	2	0
8	2	0	0	1	2	0

**Tabelle 5.35:** Gesamtscore aus 5 visuellen Merkmalen mit drei-stufigen Scores (8 OD-Patienten)

In der zweiten Gruppe konnte ein Patient mit Grad 0 eingestuft werden, ein Patient erreichte Grad 1 und zwei Patienten erhielten Grad 2.

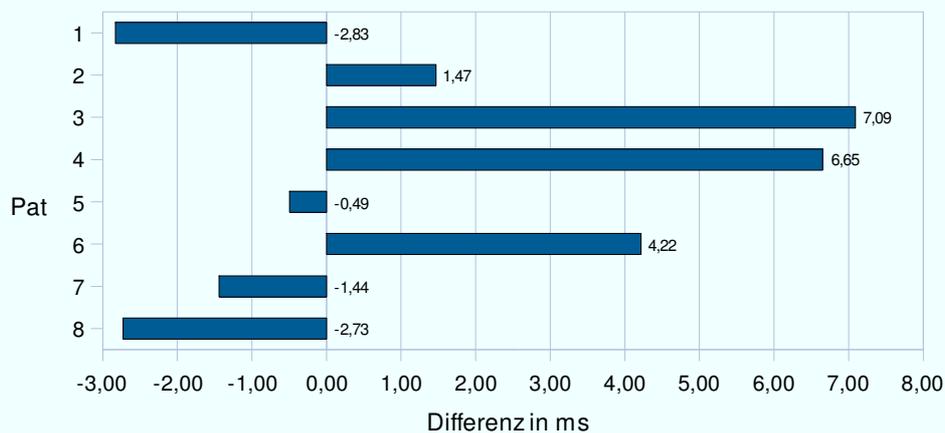
Pat	Gesamt-Score	Oberflächen-kontinuität	Oberflächen-kongruenz	Knorpel-dicke	Spongiosa-ödem	Kontrast-mittel-aufnahme
9	1	1	1	0	1	0
10	2	0	0	2	2	0
11	0	0	0	0	0	0
12	2	0	1	2	2	0

**Tabelle 5.36:** Gesamtscore aus 5 visuellen Merkmalen mit drei-stufigen Scores (4 Patienten)

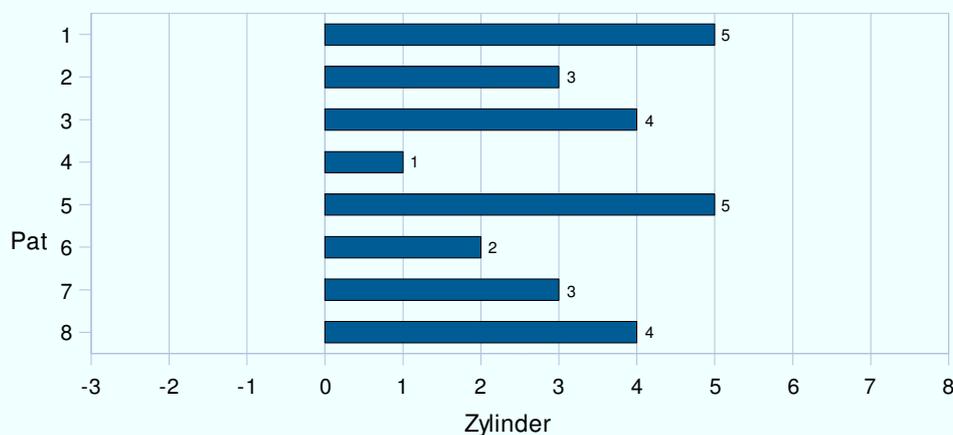
#### 5.4. Vergleich zwischen radiologischen und klinischen Befunden

Die folgenden Graphiken dienen zur Veranschaulichung möglicher Gemeinsamkeiten zwischen radiologischen und klinischen Befunden. Wie im Materialteil bereits beschrieben, liegen keine Validierungen für die gezogenen Vergleiche vor. Rein optisch zeigten sich keine Übereinstimmungen. Weder die Grösse des Defektareals noch die Anzahl der verwendeten Zylinder konnten in Korrelation gesetzt werden mit den

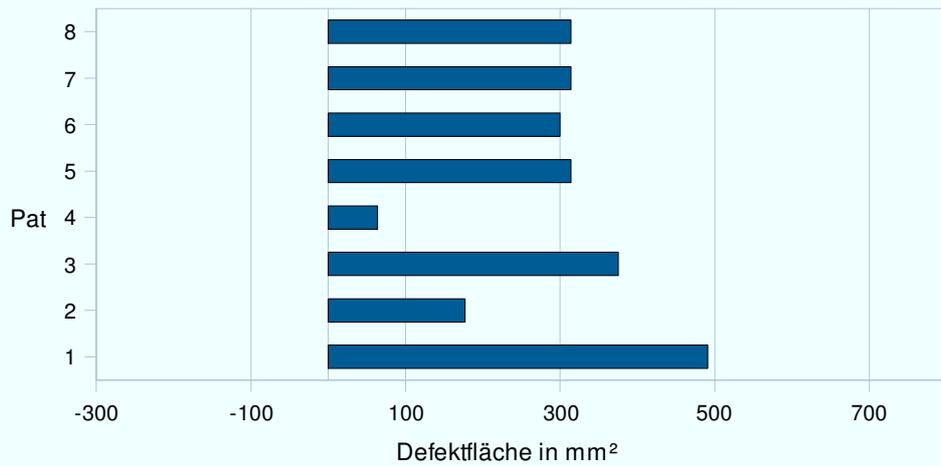
Differenzen der Signalintensität von Transplantat und Referenzbereich. Die Annahme, dass ein grösseres Defektareals deutlich höhere, also schlechtere Signalintensitäten hervorruft, konnte somit im vorliegenden Fall nicht bestätigt werden.



**Abbildung 5.10:** Differenz zwischen Transplantat und Referenzbereich bei 8 OD- Patienten

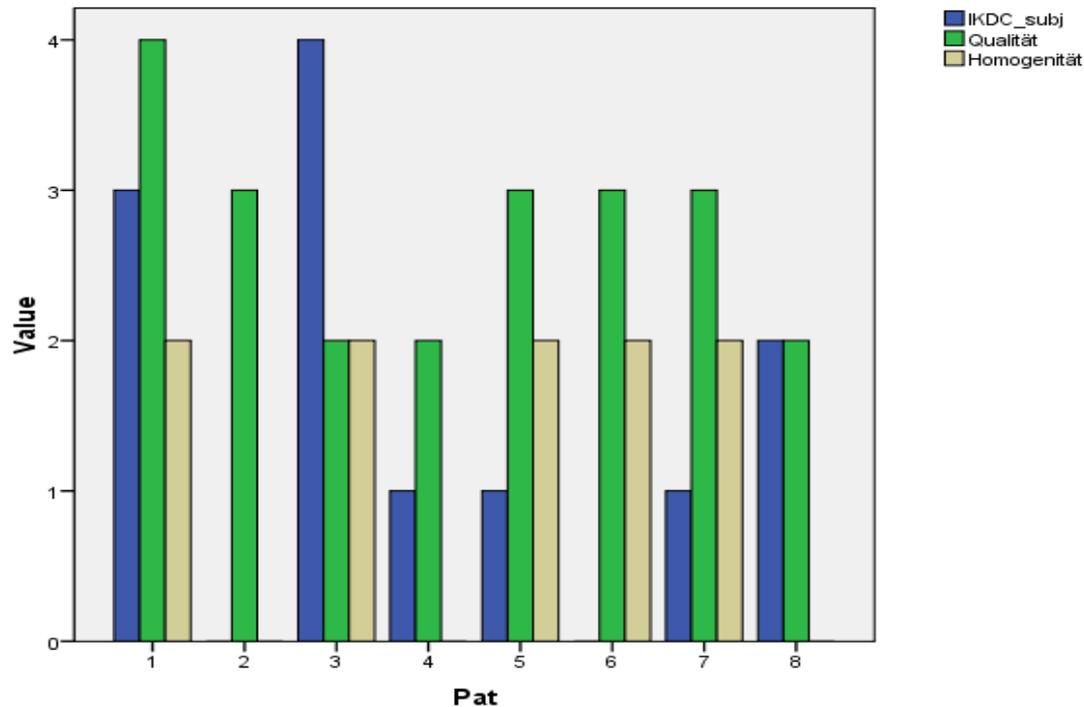


**Abbildung 5.11:** Anzahl eingebrachter Zylinder bei 8 OD-Patienten



**Abbildung 5.12:** Defektfläche bei 8 OD-Patienten

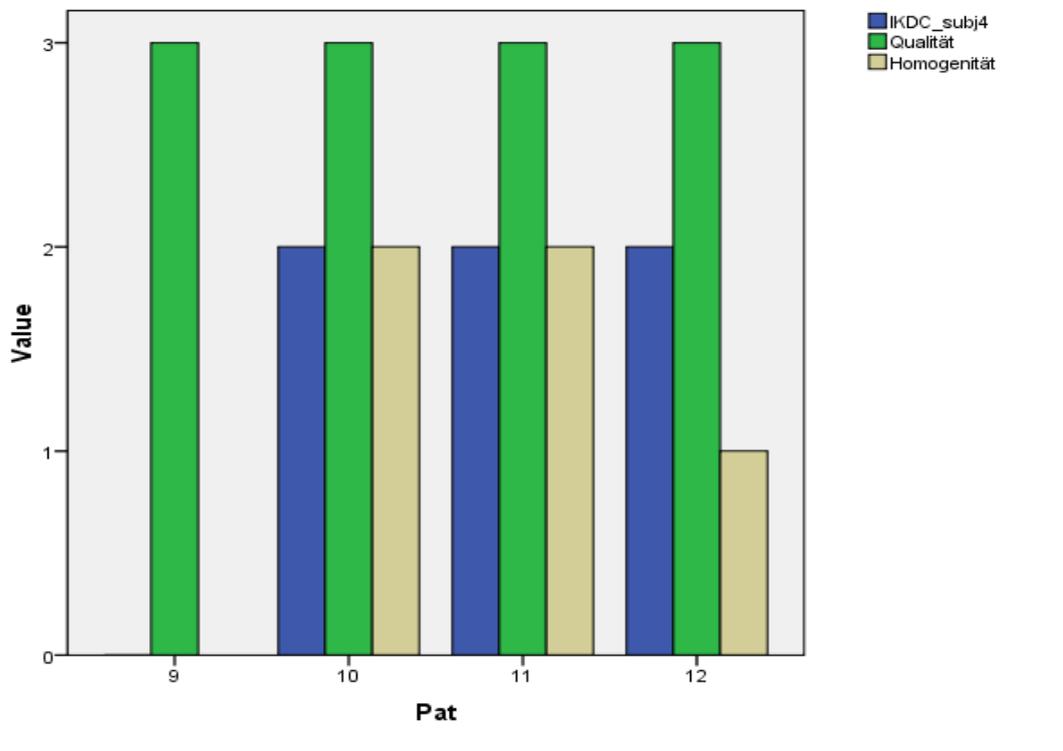
Die folgende Graphik stellt das Ergebnis des IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Kniegelenkes (Grape et al., 2004) den Ergebnissen der Qualitätsbeurteilung sowie der Homogenitätsbeurteilung gegenüber. Dazu wurden die Punktwerte der IKDC-Skala in einen 5-stufigen Score transformiert (siehe dazu Kap. 4.4.4).



**Abbildung 5.13:** Vergleich des IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Kniegelenks mit der Qualitätsbeurteilung und der Homogenitätsbeurteilung nach eigenen Scores (8 OD-Patienten); Anmerkung: Score-Wert = 0 --> kein Balken

Eine komplette Übereinstimmung aller drei Parameter konnte bei keinem der Patienten gesehen werden. Einer der beiden Patienten, die sich klinisch um mehr als einhundert Prozent gesteigert hatten (Score-Wert 0/ Skala von 0-4), hatte auch in der Homogenitätsbeurteilung ein optimales Ergebnis (0/0-4), bei der Qualitätsbeurteilung konnte er jedoch nur mässig eingestuft werden (3/0-4). Der zweite lag bei der Homogenitätsbeurteilung im Mittelfeld (2/0-4), bei der Qualitätsbeurteilung zeigte sich jedoch ebenfalls ein mässiger Wert (3/0-4). Der einzige Patient hingegen, der klinisch keine Verbesserung erzielt hatte (4/0-4), zeigte radiologisch identische Werte wie der vorgenannte. Die übrigen Patienten unterschieden sich um jeweils ein bis zwei Stufen. Bei der Summenbildung (siehe Kap. 4.4.4, Tabelle 4.10) ergab sich ein Mittelwert von 5,5 (Skala von 0-12) (Max/Min: 9/3). Drei Patienten erreichten ein sehr gutes bis gutes Ergebnis, vier Patienten konnten mit

mässig eingestuft werden und ein Patient musste als schlecht bewertet werden.

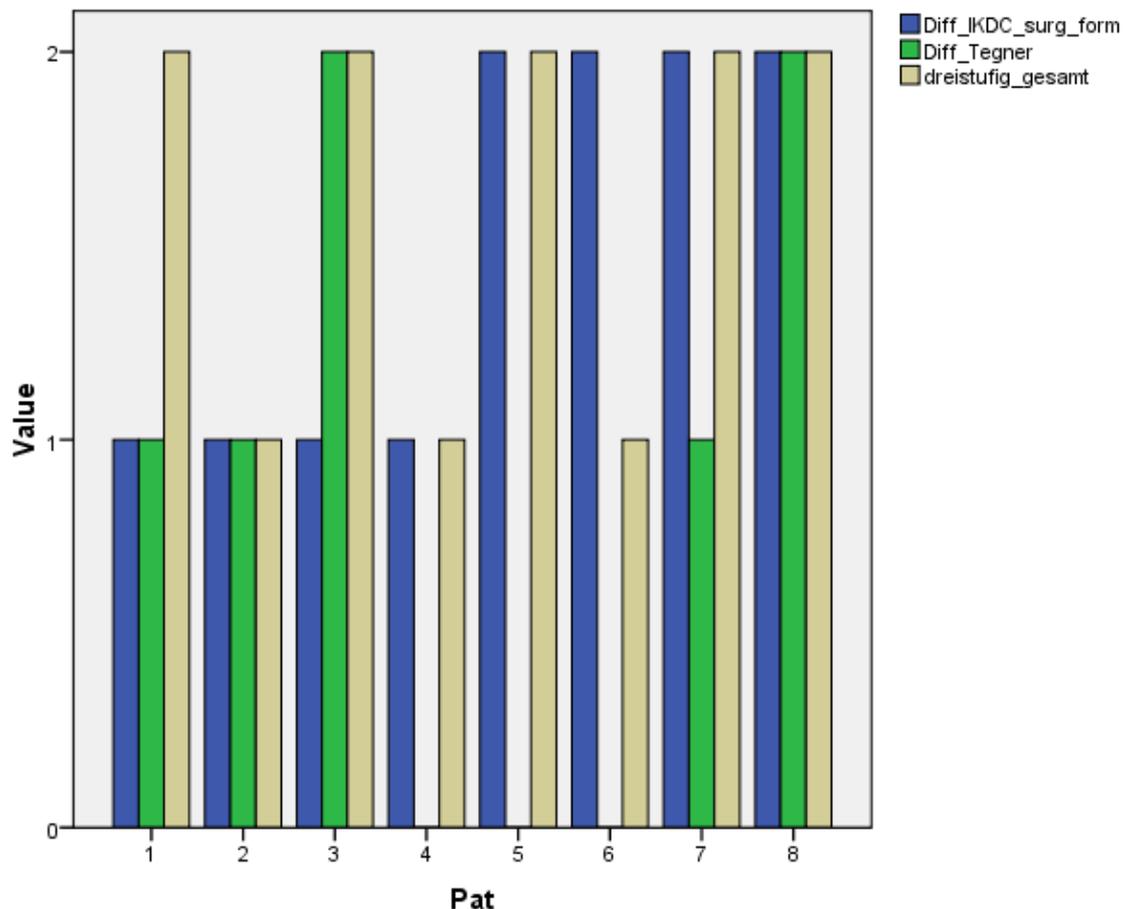


**Abbildung 5.14:** Vergleich des IKDC 2000 zur subjektiven Beurteilung des Kniegelenks mit der Qualitätsbeurteilung und der Homogenitätsbeurteilung nach eigenen Scores (4 Patienten)  
Anmerkung: Score-Wert = 0 --> kein Balken

Ähnlich stellten sich die Ergebnisse in der zweiten Gruppe dar. Auch hier gab es bei keinem der Patienten eine komplette Übereinstimmung aller drei Parameter, zwei Patienten zeigten gleiche Werte bei dem klinischen und einem radiologischen Parameter und nur eine Stufe Unterschied zum zweiten radiologischen Parameter. Bei der Summenbildung ergab sich ein Mittelwert von 5,8 (Skala von 0-12) (Max/Min: 7/3). Dabei konnte ein Patient mit sehr gut bis gut eingestuft werden, drei erreichten ein mässiges Ergebnis.

Zusätzlich stellten wir den visuellen Gesamtscore (siehe Kap. 5.3.8) den postoperativen Veränderungen im IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie

nach Formblatt (4-stufig) sowie des Tegner-/Lysholm-Scores (10-stufig) gegenüber. Dazu wurden die jeweiligen Veränderungen von prä- zu postoperativ in einen dreistufigen Score umgewandelt. (siehe Kap. 4.4.3)

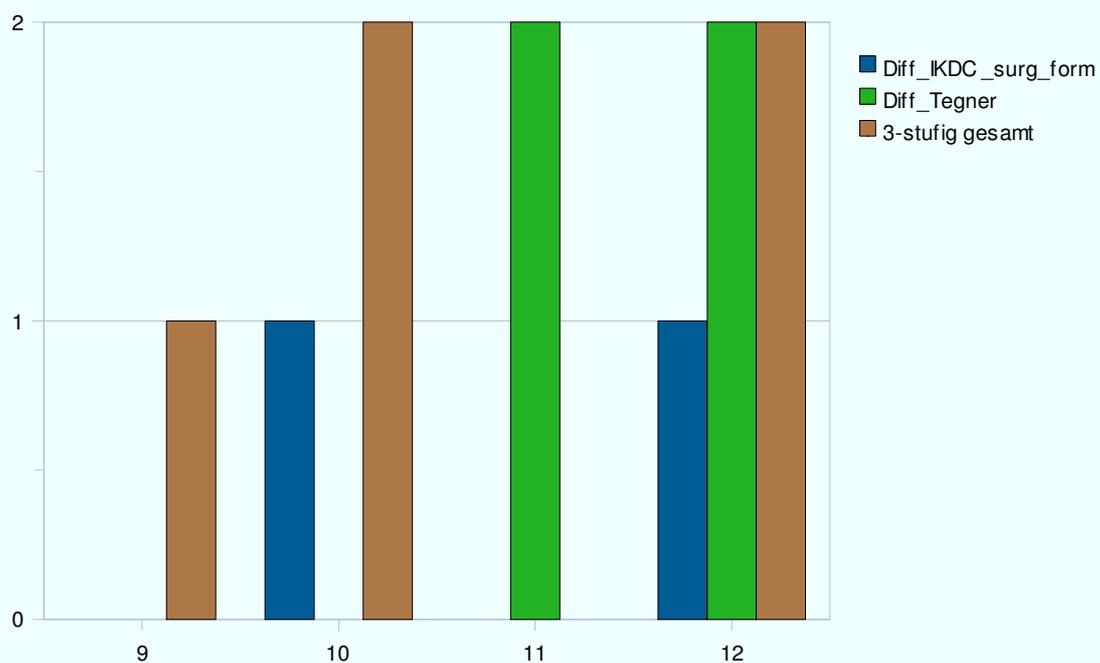


**Abbildung 5.15:** Die Verbesserungen im IKDC 2000 zur Untersuchung des Kniegelenks (nach Formblatt) im Vergleich mit denen des Tegner- und Lysholm-Score sowie mit dem Gesamtscore aus den dreistufigen visuellen Scores (8 Patienten)  
Anmerkung: Score-Wert = 0 --> kein Balken

Bei sechs von acht Patienten ergaben sich Übereinstimmungen des radiologischen Score mit mindestens einem klinischen Score. Zwei dieser Patienten erreichten bei allen drei Scores identische Werte. Einer davon musste jeweils mit dem schlechtesten Wert eingestuft werden. Der andere erhielt dreimal Stufe 1. Bei sechs Patienten war die Differenz maximal eine Stufe, nur 2 Patienten differierten in ihren Werten um 2 Stufen. Einer

dieser Patienten erreichte dabei übereinstimmende Werte bei den anderen 2 Auswertungen. Bei der Summenbildung (Skala von 0-6; siehe Kapitel 4.4.4, Tabelle 4.11) ergab sich ein Mittelwert von 4 (Max/Min: 6/2). Ein Patient konnte mit sehr gut bis gut eingestuft werden, vier Patienten erreichten ein mässiges Ergebnis und drei Patienten erreichten lediglich ein schlechtes Ergebnis.

Die gleichen Auswertungen wurden für die zweite Patientengruppe durchgeführt. Bei zwei Patienten stimmten je ein klinischer und ein radiologischer Wert überein, weitere Übereinstimmungen konnten nicht festgestellt werden. Bei der Summenbildung (Skala von 0-6) ergab sich ein Mittelwert von 2,7 (Max/Min 5/1). Zwei Patienten konnten mit sehr gut bis gut eingestuft werden, ein Patient erreichte ein mässiges Ergebnis und ein Patient musste als schlecht gewertet werden.



**Abbildung 5.16:** Die Verbesserungen im IKDC 2000 zur Untersuchung des Kniegelenks (nach Formblatt) im Vergleich mit denen des Tegner- und Lysholm-Score sowie mit dem Gesamtscore aus den dreistufigen visuellen Scores (4 Patienten); Anmerkung: Score-Wert = 0 --> kein Balken

Um Korrelationen einzelner visueller Scores mit klinischen Scores zu untersuchen, legten wir eine Vergleichstabelle an:

Pat	Diff_IKDC_surg_form	Diff_Tegner	Kontinuität	Kongruenz	Knorpeldicke	Ödem	KM-Aufnahme
1	1	1	0	1	2	2	0
2	1	1	1	1	1	1	0
3	1	2	1	1	2	2	0
4	1	0	0	1	0	0	0
5	2	0	0	0	1	1	0
6	2	0	0	1	1	1	0
7	2	1	0	0	1	1	0
8	2	2	0	0	1	1	0

**Tabelle 5.37:** Übersichtstabelle: Die Verbesserungen im IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie (nach Formblatt) sowie des Tegner- und Lysholm-Score im Vergleich mit einzelnen visuellen Scores (8 OD-Patienten )

Die besten Korrelationen ergaben sich beim Vergleich des IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie mit der Oberflächenkongruenz (4 von 8 Patienten konnten gleich eingestuft werden) sowie des Tegner-Lysholm-Score mit den Merkmalen Oberflächenkontinuität, Knorpeldicke und Knochenmarksödem (jeweils 4 von 8 Patienten konnten gleich eingestuft werden). Eine eindeutige Korrelation konnte jedoch nicht hergestellt werden.

Bei der patientenbezogenen Betrachtung der verschiedenen Merkmale zeigte sich bei einem Patienten der gleiche Score-Wert bei sechs von sieben Merkmalen, bei einem weiteren bei fünf von sieben. Die übrigen Patienten erreichten geringere Übereinstimmungsraten.

Bei der Summenbildung (Skala von 0-14; je höher der Wert, desto schlechter) ergab sich ein Mittelwert von 5,5 (Max/Min: 9/2). Zwei Patienten erreichten ein sehr gutes bis gutes Ergebnis, sechs Patienten

wurden als mässig bewertet, als schlecht musste kein Patient bewertet werden (Score-Einteilung siehe Kap. 4.4.4).

Pat	Diff_IKDC_surg_form	Diff_Tegner	Kontinuität	Kongruenz	Knorpeldicke	Ödem	KM-Aufnahme
9	0	0	1	1	0	1	0
10	1	0	0	0	2	2	0
11	0	2	0	0	0	0	0
12	1	2	0	1	2	2	0

**Tabelle 5.38:** Übersichtstabelle: Die Verbesserungen im IKDC 2000 zur Untersuchung des Knie (nach Formblatt) sowie des Tegner- und Lysholm-Score im Vergleich mit einzelnen visuellen Scores (4 Patienten)

Die vier zusätzlich untersuchten Patienten unterschieden sich nicht von der Hauptgruppe. Auch hier erhielt ein Patient bei sechs von sieben Parametern einen identischen Punktwert. Bei den anderen Patienten differierten die Werte je nach Merkmal.

Bei der Summenbildung (Skala von 0-14) ergab sich ein Mittelwert von 4,5 (Max/Min: 8/2). Hier erreichten zwei Patienten ein sehr gutes bis gutes Ergebnis und zwei ein mässiges.

Um eine mögliche Einschätzung der Langzeitprognose vornehmen zu können, wurden die Summenwerte in drei Gruppen eingeteilt (siehe Kap. 4.4.4, Tabellen 4.10 und 4.11). Die folgende Tabelle stellt die Ergebnisse beider Vergleichstabellen dar.

Pat	Vergleich des IKDC 2000 (subjektiv) mit Qualitätsbeurteilung und Homogenitätsbeurteilung		Vergleich des IKDC 2000 (nach Formblatt) mit dem Tegner-Lysholm-Score sowie dem visuellen Gesamtscore	
	<b>Prognosefaktor</b>	Punktwert	<b>Prognosefaktor</b>	Punktwert
1	<b>2</b>	9	<b>1</b>	4
2	<b>0</b>	3	<b>1</b>	3
3	<b>1</b>	8	<b>2</b>	5
4	<b>0</b>	3	<b>0</b>	2
5	<b>1</b>	6	<b>1</b>	4
6	<b>1</b>	5	<b>1</b>	3
7	<b>1</b>	6	<b>2</b>	5
8	<b>0</b>	4	<b>2</b>	6

**Tabelle 5.39:** Einschätzung der Ergebnisse aus den Vergleichstabellen zwischen klinischen und radiologischen Befunden (8 Patienten)

So konnten bei der ersten Vergleichsreihe drei Patienten mit Faktor 0 (sehr gut bis gut), vier Patienten mit Faktor 1 (mässig) und ein Patient mit Faktor 2 (schlecht) eingestuft werden. Bei der zweiten Vergleichsreihe erreichte lediglich ein Patient Faktor 0, vier Patienten Faktor 1 und drei Patienten Faktor 2. Bei beiden Reihen gab es Übereinstimmungen bei drei von acht Patienten.

Die Ergebnisse der vier weiteren Patienten sind im Folgenden gegenübergestellt.

Pat	Vergleich des IKDC 2000 (subjektiv) mit Qualitätsbeurteilung und Homogenitätsbeurteilung		Vergleich des IKDC 2000 (nach Formblatt) mit dem Tegner-Lysholm-Score sowie dem visuellen Gesamtscore	
	<b>Prognosefaktor</b>	Punktwert	<b>Prognosefaktor</b>	Punktwert
9	<b>0</b>	3	<b>0</b>	1
10	<b>1</b>	7	<b>1</b>	3
11	<b>1</b>	7	<b>0</b>	2
12	<b>1</b>	6	<b>2</b>	5

**Tabelle 5.40:** Einschätzung der Ergebnisse aus den Vergleichstabellen zwischen klinischen und radiologischen Befunden (4 Patienten)

Bei dieser Gruppe erreichte bei der ersten Vergleichsreihe ein Patient Faktor 0, die anderen drei konnten mit Faktor 1 eingestuft werden. Bei der zweiten Vergleichsreihe konnten zwei Patienten mit Faktor 0 bewertet werden, ein Patient erreichte Faktor 1, ein weiterer lediglich Faktor 2. Übereinstimmungen bei den Prognosefaktoren traten bei zwei Patienten auf.

## 6. Diskussion

### 6.1. Methodikdiskussion

Das verwendete Studienprotokoll bietet eine umfassende Aufarbeitung der verschiedenen knorpelspezifischen Merkmale. Die einzelnen Messmethoden sind gut verständlich und unter geeigneten apparativen Voraussetzungen jederzeit reproduzierbar. Es wurden zum grossen Teil in der Fachliteratur anerkannte Einteilungsscores angewendet (ROSE et al., 2005; SANDERS et al., 2001). Die eigens entworfenen Scores wurden speziell auf die Besonderheiten bei AOT abgestimmt (siehe Kapitel 4.4 und Anhang). Die Verwendung dieser Scoring-Schemata können wir zur Komplettierung der Knorpelbefundung dringend empfehlen.

Nachteilig ist, dass die Durchführung der Messungen zum jetzigen Zeitpunkt sehr zeitaufwendig und abhängig vom jeweiligen Untersucher ist. Um die Ergebnisse mit anderen Arbeiten vergleichen zu können, ist es erforderlich, dass ein allgemeingültiges, ubiquitär anwendbares Studienprotokoll entworfen und flächendeckend eingeführt wird. Die Nachuntersuchungen sollten nach festgelegten Zeitintervallen stattfinden (TRATTNIG et al., 2007). Die in der vorliegenden Arbeit verwendeten Scores können Eingang in ein derartiges Protokoll finden.

Die Vergleiche zwischen klinischen und radiologischen Befunden sind nur unvollständig validiert und werden deshalb in der Diskussion nicht näher behandelt. Es wäre jedoch wünschenswert, radiologische Parameter zu finden, die mit klinischen Ergebnissen korrelieren und so Rückschlüsse auf die Symptomatik des Patienten bzw. die Qualität des Transplantates zulassen. Dies sollte Gegenstand nachfolgender Untersuchungen sein.

### 6.1.1. Segmentierung und Summierung

Die Segmentierung der T2-gewichteten Datensätze ist ein Instrument, mit dessen Hilfe es möglich ist, die visuell dargestellten Signalintensitäten digital zu verarbeiten und auszuwerten (GLASER, 2005). So können pixelweise Werte für die vorliegenden MRT-Bilder gewonnen werden, die weitere Auswertungen ermöglichen. Diese Art der Datengewinnung erfolgt sehr präzise und ist zudem jederzeit reproduzierbar. Mit den gewonnenen Werten können einerseits anatomische Gegebenheiten untersucht und Rückschlüsse auf das magnetische Verhalten der Gewebe gezogen werden, andererseits bietet sich die Möglichkeit, die Werte innerhalb eines Individuums oder sogar interindividuell zu vergleichen. Gerade für die Diagnose und Prognose von Knorpelschäden bzw. deren Reparaturverfahren ist dies äusserst wünschenswert.

Diesen Möglichkeiten sind jedoch Grenzen gesetzt. Die verschiedenen Artefakte und Ungenauigkeiten in der Segmentierung können die erhobenen Werte verfälschen (TRATTNIG et al., 2004). Eine genaue Kenntnisse der Fehlerquellen ist daher erforderlich.

Die unzähligen digital erhobenen Werte werden durch die Summierung fassbar gemacht. Da das Transplantat an sich eine Funktionseinheit darstellt, kann es auch als solche betrachtet werden.

Es können einerseits die gesunden und transplantierten Bereiche und andererseits sogar verschiedene Patienten anschaulich miteinander verglichen werden. Die Artefakte und Ungenauigkeiten verlieren an Gewicht, der Gesamtwert nähert sich so dem tatsächlichen Wert. Da die Vergleichsbereiche ebenfalls summiert werden, können mögliche Wertschwankungen sogar ausgeglichen werden. Denn wie bei den Messungen ersichtlich wurde, unterliegen auch die gesunden Abschnitte auf der Gegenkondyle Schwankungen. Diese kommen, wie bereits erörtert, sowohl durch anatomische als auch technische Gegebenheiten zustande (Glaser, 2005).

Nachteilig wirkt sich die Tatsache aus, dass degenerative Prozesse, die prädisponierend für eine Arthroseentwicklung und somit schlechte Prognose sind, von kleinen Schwachpunkten im Transplantat ausgehen können (GLASER, 2005). Verschiedene Autoren sind jedoch einheitlich der Meinung, dass geringfügige Auffälligkeiten keinen direkten Einfluss auf das klinische Outcome der Patienten nehmen (TRATTNIG et al., 2007, LINK et al., 2006, ROSE et al., 2005, SANDERS et al., 2001). Nicht zu vergessen ist hierbei jedoch die Tatsache, dass noch keine Langzeitergebnisse nach AOT vorliegen. Deshalb sollten die bisher sehr guten klinischen Ergebnisse mit Vorsicht betrachtet werden.

Das zur Segmentierung verwendete Computerprogramm ist der Öffentlichkeit noch nicht zugänglich und noch nicht vollständig ausgereift. Die Methode an sich ist sehr vielversprechend und könnte durch weitere Optimierungen, insbesondere in der Anwendbarkeit, Einzug finden in den klinischen Alltag. Bislang müssen die zu beurteilenden Bereiche manuell markiert werden. Dieser Vorgang ist einerseits enorm zeitaufwendig und andererseits abhängig vom Untersucher. Sollte es gelingen, diesen Schritt zu automatisieren, wäre es möglich, das T2-mapping in die Routine-Diagnostik aufzunehmen. Insbesondere für die Verlaufsbeurteilung wäre dies äusserst hilfreich.

#### 6.1.2. Einflussfaktoren auf die T2-Werte

Wie in zahlreichen Arbeiten erörtert (GLASER, 2005; RECHT et al., 2005; MENDLIK et al., 2004; MLYNARIK et al., 2004; NIEMINEN et al., 2001; NISSI et al., 2006; POON et al., 1992), werden die T2-Werte von technischen Gegebenheiten auf der einen Seite und verschiedenen allgemeinen und individuellen anatomischen Faktoren auf der anderen Seite beeinflusst.

So schrieben MENDLIK et al. 2004, dass „der wahre T2-Wert schwierig zu finden ist.“ In ihrer Studie variieren die Werte abhängig von den

verwendeten Pulssequenzen. Sie forderten eine genaue Dokumentation der Untersuchungstechnik, um die erhaltenen Werte vergleichen zu können.

Weiterhin maßgeblich sind der Magnetisierungstransfer-Effekt sowie der „magic angle“-Effekt (RECHT et al., 2005, GLASER, 2005). (siehe Kap. 3.5.2.3)

Da das Krankheitsbild OD eine seltene Diagnose darstellt, schliesst diese Studie, wie auch alle anderen bekannten Studien, verschiedene Altersgruppen ein. Mit dem Alter steigen die T2-Werte jedoch signifikant an (GLASER, 2005, MOSHER et al., 2000). Nach MOSHER et al. liegt der Unterschied zwischen alterndem Knorpel und defektem Knorpel in der Verteilung der T2-Anstiege. Bei alterndem Knorpel kommt es zu einem diffusen Anstieg der Werte, bei Knorpeldefekten zu fokalen Anstiegen. Dies stellt offensichtlich ein Problem für die Summierung der T2-Werte dar.

Wie in Kap. 3.5.4 beschrieben, beeinflussen der histologische Aufbau des Gelenkknorpels an sich sowie lokale Unterschiede desselben im Gelenk das räumliche Erscheinungsbild im MRT-Bild. Hauptfaktor ist die Kollagenfaseranordnung im Knorpel und deren Orientierung gegenüber dem Magnetfeld (Potter et al., 2006, Glaser, 2005, Recht et al., 2005, MOSHER et al., 2000). Dies ist insbesondere bei der Verpflanzung von Zylindern aus verschiedenen Gelenkbereichen in die Hauptbelastungszone zu bedenken. Ein einhundertprozentig identischer Gelenkersatz ist somit rein technisch gar nicht möglich. Die Abweichungen der T2-Werte im Transplantatreal müssen im Kontext zu diesen anatomischen Unterschieden gesehen werden, um diagnostisch erzeugte Pathologien zu vermeiden. Die Schwierigkeit dessen sei anhand der Knorpeldicke verdeutlicht. Eine leicht ausgedünnte Knorpelschicht im Transplantatreal kann durch die ursprüngliche Knorpeldicke an der Entnahmestelle bedingt sein, führt jedoch bei der Beurteilung des transplantierten Zylinders zu abweichenden T2-Werten und somit zu einer schlechteren Einstufung. Inwieweit die

Knorpeldicke bei sonst gut platziertem und integriertem Zylinder die Arthrosegefahr erhöht, muss jedoch erst in Langzeitstudien überprüft werden. Bisherige Ergebnisse sprechen gegen eine schlechtere Prognose (SANDERS et al., 2001).

Nach neuesten Erkenntnissen (TRATTNIG et al., 2007) ist zur Verlaufsbeurteilung, vor allem im Bezug auf Integrationszeichen, wie z.B. dem Knochenmarksödem, der Zeitpunkt der Nachuntersuchung wichtig. In der vorliegenden Studie wurde lediglich eine Nachuntersuchung durchgeführt. Diese wurde aufgrund des langen Zeitraums, der zwischen den Operationen der Patienten liegt, nicht nach einem bestimmten postoperativen Zeitintervall durchgeführt. Somit ist das Vorhandensein eines Knochenmarködems nicht von gleicher Relevanz wie bei einer Studie, bei der bestimmte postoperative Zeitintervalle eingehalten wurden (TRATTNIG et al., 2007).

Da einige der Auswertungen mithilfe von Vergleichen mit der Gegenkondyle durchgeführt wurden, bei der dieselben Einflussfaktoren wirksam sind, relativieren sich die Ungenauigkeiten in den Sequenzen. Zudem wurden alle Patienten mit exakt identischen Parametern gemessen. Um die gewonnenen Ergebnisse richtig beurteilen zu können, sollten sie in Kontext gesetzt werden mit den jeweiligen klinischen Outcomes der Patienten.

### 6.1.3. Zusammenhänge zwischen MRT- und klinischen Befunden

Oberstes Ziel postoperativ durchgeführter kernspintomographischer Verlaufsbeurteilungen muss es sein, Aussagen über den Erfolg der Therapie machen zu können und Rückschlüsse auf den Zustand des Patienten bzw. seines Gelenks ziehen zu können. Dies ist zum jetzigen Zeitpunkt nur bedingt möglich. Die aus radiologischer Sicht zum Teil mittelmässigen Ergebnisse stehen im Widerspruch zur durchwegs positiven Bilanz klinischer Nachuntersuchungen. So auch in dieser Studie.

Auch mehrere andere Autoren konnten keine direkten oder indirekten Zusammenhänge ausmachen. So verglichen ROSE et al. 2005 das Alter der Patienten mit MRT-Scores, untersuchten die Kniefunktion bei MRT-bildlich deutlichen Inkongruenzen und das Beschwerdebild bei nachgewiesenermaßen guter Kongruenz, ohne negative Korrelationen zu finden. SANDERS et al. verglichen 2001 einzelne MRT-Scores mit dem klinischen Outcome. TRATTNIG et al. (2007) und LINK et al. (2006) konnten selbst stattgehabte Osteonekrosen nicht in Verbindung bringen mit einem signifikant schlechteren klinischen Outcome. So bleibt nach wie vor abzuwarten, welche Erkenntnisse in Langzeitstudien über die Prognose des Therapieverfahrens AOT gewonnen werden können.

#### 6.1.4. Abgrenzung des Transplantats von der Umgebung

Um die Transplantate beurteilen zu können, müssen sie gut abgrenzbar sein. Dies wird im zeitlichen Verlauf jedoch immer schwieriger, was im Sinne einer fortschreitenden Integration letztlich wünschenswert ist. Die Abgrenzung des knöchernen Anteils der Zylinder ist kaum noch möglich, da in der umgebenden Spongiosa deutliche Veränderungen der Signalintensität zu sehen und zu messen sind. Weil die Zeitabstände zwischen Operation und MRT-Untersuchung bei dieser Arbeit nicht standardisiert sind, kann eine Beurteilung dieser Veränderungen leider nicht erfolgen. Eine Abgrenzung der knorpeligen Anteile der implantierten Zylinder war indess problemlos möglich. Dennoch kann nicht von einer schlechten Integration gesprochen werden. Der entscheidende Grund für die Abgrenzbarkeit ist wahrscheinlich die faserknorpelige Durchbauung der Übergangszone zwischen Transplantat und originärem Knorpel. Dieses Phänomen tritt erstaunlicherweise nur im menschlichen Körper auf, bei Tierversuchen bleibt es aus (ROSE et al., 2005). Um dieser Problematik entgegenzuwirken, wurden bei allen Patienten dieser Studie weniger Zylinder als bei typischen Mosaikplastiken verpflanzt, mit einem dafür

relativ grossen Durchmesser. Um dennoch eine kongruente Oberfläche erzeugen zu können, wurden die wenigen Zylinder sorgfältig ausgewählt. Eine gute Oberflächenkongruenz kann aufgrund des komplexen Gelenkaufbaus Inkongruenzen im Bereich der Knochen-Knochen-Übergangszone zur Folge haben (RECHT et al., 2005, LINK et al., 2006), was bei autologer Transplantation allerdings unumgänglich ist und primär nicht krankhaft. Bei der Beurteilung der Lokalbefunde ist dies jedoch von grosser Wichtigkeit. Denn bei einigen Auswertungen, gerade bei der Segmentierung, ist die genaue Trennung zwischen Knorpelzone und subchondraler Übergangszone entscheidend. Die Tatsache, dass die Knorpeldicke in weniger belasteten Arealen, z.B. den Entnahmestellen, abnimmt (GLASER, 2005), macht eine genaue Abgrenzung der einzelnen Schichten essentiell. Diese Variabilität führt konsekutiv dazu, dass die Knorpeldicke im Bereich der Zylinder und der originären Umgebung variieren kann. Primär darf diesem Umstand kein pathologischer Wert beigemessen werden. Es ist allerdings klar, dass die Knorpeldicke mitentscheidend ist für die Eigenschaften des Knorpels und damit die Gelenkfunktion. Gerade aus diesem Grund wurden in dieser Arbeit verschiedene Aspekte untersucht, die im Zusammenhang zueinander gesehen werden sollten (siehe Kap. 5).

Dabei ist auch die Wichtung und Einteilung der einzelnen Scores von Bedeutung.

#### 6.1.5. Einteilung von Schweregraden

Die Transplantate können nach verschiedenen Gesichtspunkten untersucht und eingeteilt werden. Die meisten Einteilungssysteme orientieren sich an klinischen Parametern oder leiten sich von der Arthroskopie ab. Ein einheitliches System gibt es noch nicht. In dieser Arbeit wurde versucht, die unterschiedlichen Gesichtspunkte, die zu einer umfassenden

Beurteilung der Transplantate wichtig sind, zu untersuchen und darzustellen.

TRATTNIG et al. schlugen 2007 ein neues System, genannt MOCART (magnetic resonance observation of cartilage repair tissue) vor, welches teilweise identische Parameter enthält zu den in der vorliegenden Arbeit verwendeten. Auch SANDERS et al. beurteilten 2001 ihre Patienten nach ähnlichen Kriterien.

Grosser Wert wurde in der vorliegenden Arbeit darauf gelegt, die Scores einheitlich und klar strukturiert zu gestalten. Bei den Auswertungen, die Zahlen wiedergeben (siehe Kap. 5.1 und 5.2), wurden die allgemeinen üblichen Einheiten verwendet. Die speziellen Scores, die die Knorpelqualität und -homogenität bewerten, sind fünfstufig und angelehnt an bekannte Einteilungssysteme (z.B. ICRS-Klassifikation). Sie wurden jedoch für die speziellen Gegebenheiten bei AOT optimiert. In allen visuellen Scores waren drei Ausprägungsgrade möglich (siehe auch MOCART-System von TRATTNIG et al. 2007), so dass die einzelnen Werte vergleichbar sind und ein Gesamtwert benannt werden konnte. Dabei wurde nicht der Mittelwert, sondern der schlechteste Einzelwert als Gesamtscore verwendet. Auf weitere Unterteilungen verzichteten wir bewusst. So sind die Werte einerseits gut nachvollziehbar und andererseits besteht die Möglichkeit einer klaren statistischen Aufarbeitung und Vergleichbarkeit. Die Wahl des jeweils schlechtesten Wertes ist eine strenge Maßgabe und trägt der Vorgabe Rechnung, dass bereits isolierte Veränderungen weitreichenden Einfluss auf das Outcome haben. Diese Maßgabe lag für alle Auswertungen vor.

Um radiologische und klinische Scores vergleichen zu können, wurden die klinischen Scores (übernommen aus der Arbeit von Grape et al., 2004) in einen 3- und einen 5-stufigen Score umgewandelt.

Eine grosse Schwierigkeit bei der Einteilung von Schweregraden liegt unserer Meinung nach darin, dass die bisher bekannten Scores zum Teil die besonderen Gegebenheiten bei AOT nicht berücksichtigen und somit

schlechte Ergebnisse vorprogrammiert sind. Inwieweit diese Besonderheiten (siehe Kapitel 6.1.3 und 6.1.4) tatsächlich zu schlechten Ergebnissen führen, müssen Langzeitstudien erst zeigen. Es muss dabei zudem beachtet werden, dass in vielen Studien Patientenkollektive mit unterschiedlichen Diagnosen zusammengeschlossen sind, die alle einer AOT zugeführt wurden (HERBER et al., 2003, LINK et al., 2006, ROSE et al., 2005, SANDERS et al., 2001). Dabei wurde beispielsweise nicht zwischen traumatischen und atraumatischen Fällen unterschieden. Für die Ursachenklärung eines etwaigen Knorpeluntergangs ist dies jedoch wesentlich.

#### 6.1.6. Homogenität der Untersuchungsgruppe

Die vorliegende Studie setzt strikte Ein- und Ausschlusskriterien voraus, die traumatische Ursachen sowie zusätzliche Begleitverletzungen ausschliessen. Die Fälle unserer Studie beziehen sich rein auf Patienten mit derselben Diagnose, am selben Gelenk und selben Gelenkkompartiment. Das Hauptuntersuchungskollektiv beschränkt sich allein auf OD-Patienten. Dadurch wird die Zahl der untersuchten Patienten relativ klein.

Andere Studien weisen zum Teil grössere Fallzahlen auf (ROSE et al., 2005, SANDERS et al., 2001, LINK et al., 2006), schliessen jedoch Patienten mit unterschiedlichen Diagnosen und/oder unterschiedliche Gelenke in die Untersuchungsgruppe mit ein. Das erhöht einerseits die Verlässlichkeit der Studie, andererseits werden die Ergebnisse ungenauer. Denn die Auswirkungen, die z.B. ein stattgehabtes Trauma auf den Verlauf der Erkrankung und den Lokalbefund hat, können nicht isoliert betrachtet bzw. ausgegrenzt werden. Das Zusammenspiel der einzelnen Gelenkkompartimente ist zu komplex, um ausser Acht gelassen zu werden. Ein verletzter oder reparierter Bandapparat verändert die Gelenkfunktion bekanntermassen grundlegend. Mit diesen Ausführungen soll jedoch

keineswegs der Wert der angesprochenen Studien angezweifelt werden, es soll vielmehr auf die hohe Spezifität der vorliegenden Studie hingewiesen werden.

## 6.2. Ergebnisdiskussion

Aufgrund der vielen Faktoren, die die MRT-Werte beeinflussen, sollten die vorliegenden Auswertungsergebnisse, gerade im Bezug auf die Langzeitprognose, wohlüberlegt interpretiert werden. Wie auch in einigen bereits erwähnten Studien sind die gewonnenen Ergebnisse im Augenblick der Nachuntersuchung teilweise sehr vielversprechend. In einzelnen Bereichen sind die Werte jedoch eher negativ einzustufen. Unklar ist dabei, welche Charakteristika für die Langzeitprognose letztlich ausschlaggebend sind.

### 6.2.1. Segmentierung

Wie im Ergebnisteil dargestellt, bewegen sich die Abweichungen der Signalintensitäten in einem nicht signifikanten Bereich. Die in der Literatur beschriebenen deutlichen Erhöhungen (MOSHER et al., 2000), die chondrale Defekte oder minderwertigen Faserknorpel kennzeichnen, liegen bei keinem der untersuchten Patienten vor. Auch der zonale Aufbau der Knorpelschicht blieb im Transplantat erhalten. Alle Werte bewegen sich im physiologischen Bereich und liegen innerhalb der Range der Vergleichswerte der jeweiligen Gegenkondylen. Da die Werte in Millisekunden angegeben sind, ist ein interindividueller Vergleich möglich, der ebenso die einheitlich guten Werte dokumentiert. DISLER et al. (2000) und DARDZINSKI et al. (1997) bezeichneten Signalintensitäten von 35 bis 70ms als physiologischen Bereich, insbesondere in der oberflächlichen Knorpelschicht.

Wie MOSHER et al. 2006 beschrieben haben, stehen gerade fokale Spitzen für degenerative Prozesse und eine schlechte Prognose. Für die Auswertung stellt dieser Aspekt ein Problem dar. Einerseits werden durch Mittelungen der Werte diese Spitzen teilweise geglättet. Ohne diese Mittelungen sind reproduzierbare Ergebnisse jedoch kaum erhebbar. Andererseits können durch Artefakte pathologische Werte vorgetäuscht werden. Nach wie vor fraglich ist, wie gross der Einfluss dieser fokalen Spitzen auf den Degenerationsprozess tatsächlich ist. Genaue Erkenntnisse darüber müssen durch Langzeitstudien mit mehrmaligen MRT-Untersuchungen nach festgelegten Zeitintervallen gewonnen werden. Unseren Ergebnissen nach besteht die Knorpelschicht im Bereich der implantierten Zylinder nach wie vor aus hyalinem, funktionsfähigem Knorpel.

#### 6.2.2. Polygonale ROI

Die polygonalen ROIs, die im Bereich der Transplantate bestimmt wurden, zeigten im Durchschnitt jeweils niedrigere Werte als jene im Referenzbereich (siehe Ergebnisteil, Kap. 5.2). Dabei ergaben sich Abweichungen vom Referenzwert von bis zu 20%. Vergleicht man die Referenzwerte einer Serie untereinander, fallen auch hier deutliche Abweichungen von ebenfalls 20-30% auf. Die Referenzwerte bewegen sich dabei im gleichen Bereich wie die Werte im Transplantatareal.

Beim Vergleich der Ergebnisse von Transplantatareal, Referenzbereich und Entnahmestelle mussten wir insgesamt feststellen, dass zwischen Transplantatareal und Entnahmestelle im Bezug auf die SNR keine eindeutigen Unterschiede gezeigt werden konnten. Auch im Bereich der Entnahmestelle waren, den beiden anderen Bereichen vergleichbare, Schwankungen zu verzeichnen. Wir gehen allerdings davon aus, dass die transplantierten Zylinder, im Gegensatz zu den Arealen, die mit Rinderspongiosa aufgefüllt wurden, originären, funktionsfähigen hyalinen

Knorpel enthalten. Diese Annahme, die sowohl auf den Auswertungen der knorpelspezifischen T2-Sequenz als auch visuellen und klinischen Aspekten gründet, konnten wir mit den hier erhaltenen Werten nicht belegen. Die Wertschwankungen im Gesunden sind zu gross, als dass eine eindeutige Abgrenzung von den Werten im Transplantatbereich möglich wäre. Hierbei muss bedacht werden, dass die Referenzwerte zum Teil in Arealen berechnet wurden, die ausserhalb der Hauptbelastungszone liegen. Deshalb liegt die Vermutung nahe, dass die Untersuchung der Knorpel Eigenschaften mithilfe von ROIs für die Verlaufsbeurteilung der autologen Knorpelknochen transplantation nur bedingt geeignet ist. Die Untersuchungsmethode ist in dieser Form nicht spezifisch genug, um zwischen den verschiedenen Knorpelarten zu unterscheiden.

### 6.2.3. Visuell skalierte Daten

Die nach visuellen Aspekten skalierten Daten zeigten abhängig von den untersuchten Parametern unterschiedliche Ergebnisse.

Die Stufenbildung wurde gerade bei der Anwendung grosser Knorpelknochenzylinder (Mega-OATS) in der Literatur als möglicher Schwachpunkt bezeichnet (BOBIC, 1999, RESINGER et al., 2004). Die Ergebnisse zeigen jedoch, dass es möglich ist, auch solch grosse Zylinder passgenau einzubringen, um somit eine gute Oberflächenkontinuität zu erreichen.

Auch bei unserer Auswertung zeigt sich, dass mit grossen Knorpelknochenzylindern eine gute Gelenkoberfläche hergestellt werden kann. Keiner der Patienten liess deutliche Inkongruenzen erkennen.

Für den Gesamtscore wurde jeweils der am schlechtesten bewertete Parameter verwendet. Dabei wird die Voraussetzung angenommen, dass jeder Parameter den gleichen Einfluss auf das Outcome hat. Würde man den Mittelwert der verschiedenen Merkmale verwenden, könnte man deutlich bessere Werte präsentieren. Den fünf Patienten mit Grad 2 und

drei Patienten mit Grad 1 stünden 7 Patienten mit Grad 1 und ein Patient mit Grad 0 gegenüber. Daran erkennt man, wie wichtig die genaue Beschreibung der Versuchsparameter und deren Auswertung für die Interpretation und Wertung der Ergebnisse sind.

Gerade deshalb ist es entscheidend, für die Zukunft ein einheitliches und klar verständliches Beurteilungskonzept zu erarbeiten, mit dessen Hilfe vergleichbare Auswertungen erzielt werden können. Die einzelnen Merkmale geben einen guten Überblick über verschiedene Qualitäten der implantierten Zylinder. Durch die konsequente Anwendung und Auswertung der verwendeten Beurteilungskriterien können langfristig genauere Erkenntnisse gewonnen werden über die Faktoren, die die Prognose des Operationsverfahrens beeinflussen. Gerade im Vergleich mit dem klinischen Outcome könnte so eventuell unterschieden werden zwischen Merkmalen, die einen negativen Einfluss haben, und Merkmalen, die ohne Relevanz sind. Dies wäre gerade für die Interpretation der MRT-Bilder entscheidend.

#### 6.2.4. Vergleich zwischen radiologischen und klinischen Befunden

Wie man aus der klinischen Erfahrung weiß, sollten Ergebnisse bildgebender Verfahren nicht isoliert betrachtet werden. Der praktische Teil dieser Arbeit beschäftigt sich jedoch isoliert mit Auswertungen von kernspintomographisch gewonnenen Werten. Deshalb erschien es uns wichtig, einen Bezug zu den klinischen Befunden der untersuchten Patienten herzustellen. Um zwischen unseren radiologischen und den klinischen Untersuchungsparametern der Arbeit von Grape et al. (2004) vergleichen zu können, wandelten wir die zum Teil stark unterteilten klinischen Scores in Einteilungen um, die gleiche Werteleveles besaßen wie die radiologischen (siehe Kap. 5.4). So konnten die Ergebnisse graphisch gegenübergestellt werden (siehe Abb. 5.11- 5.13). Besonders zu beachten

ist, dass die Scores der klinischen Parameter jeweils die Veränderung der Werte von präoperativ zu postoperativ beschreiben, wohingegen die radiologischen Werte einen postoperativen Ist-Zustand festhalten. Die teilweise bei den Patienten durchgeführten präoperativen MRT-Aufnahmen konnten nicht für unsere Auswertungen hinzugezogen werden. Hier zeigt sich, dass die Einteilung der Untersuchungskriterien grossen Einfluss auf das jeweilige Ergebnis hat. Um die gewonnenen Ergebnisse beurteilen zu können, ist deshalb eine einheitliche Nomenklatur bezüglich der jeweiligen Kriterien erforderlich.

Wegen der eben genannten Voraussetzungen sind die Vergleiche zwischen radiologischen und klinischen Parametern unvollständig validiert und deshalb nicht zuverlässig. In Einzelfällen zeigten sich rein graphisch sehr gute Übereinstimmungen, eindeutige Zusammenhänge konnten allerdings nicht hergestellt werden. So bleibt weiterhin unklar, welcher Verlaufparameter die Langzeitprognose am stärksten beeinflusst. Wahrscheinlich ist jedoch nicht ein einzelner Faktor entscheidend, sondern das Zusammenwirken der verschiedenen untersuchten Parameter. Auch hier zeigen sich bei einigen Patienten gute Übereinstimmungen zwischen klinischer Einschätzung und radiologischer Beurteilung. Die höchste Übereinstimmungsrate lag dabei bei fünfzig Prozent. Es konnte allerdings kein Kriterium herausgefiltert werden, das bei allen Patienten eine eindeutige Übereinstimmung zeigte. Interessant wäre eine Versuchsanordnung, bei der eine gesunde Vergleichsgruppe nach gleichen klinischen und radiologischen Kriterien bewertet wird. Damit könnten eventuell Grenzen und Bereiche besser ausgelotet werden, die als gesund einzustufen sind.

Optimal wäre ein Nachuntersuchungsschema, bei dem zu festgelegten Nachuntersuchungszeiten sowohl klinische als auch radiologische Kriterien untersucht werden.

## 7. Ausblick

In der radiologischen Verlaufsbeurteilung nach autologer Knorpelknochen-  
transplantation steckt grosses Potential. Zur genaueren Beurteilung sollten  
umfangreiche Studien an gesunden Probanden durchgeführt werden, um  
physiologische Gegebenheiten und Werte genauer festzulegen. Entsprechend  
individueller Besonderheiten (z.B. Alter, Geschlecht, sportliche Betätigung,  
Gewicht, usw.) wären „Landkarten“ denkbar, die wie eine Art Schablone zum  
Vergleich mit den patientenbezogenen Daten verwendet werden. Damit könnte  
man die Bereiche, die als physiologisch erachtet werden, genauer eingrenzen.  
Denn mit modernen Knorpelsequenzen können viele Informationen über die  
Beschaffenheit des menschlichen Knorpelgewebes und somit auch der implantierten  
Zylinder gewonnen werden. Die Erstellung eines einheitlichen Beurteilungssystems  
befindet sich jedoch noch in den Kinderschuhen. Viele verschiedene Kriterien  
können untersucht werden, die Aufschluss über die postoperative Prognose  
geben. Dabei sollte grosses Augenmerk darauf gelegt werden, die Datenakquisition  
zu vereinfachen, um zeitnah die gewünschten Ergebnisse liefern zu können.  
Durch strukturierte Nachuntersuchungszyklen gepaart mit einem einheitlichen,  
flächendeckenden Einteilungssystem wird es langfristig möglich sein, Prognosen  
zum Outcome nach autologer Knorpelknochen-  
transplantation geben zu können. Vielmehr noch sollen verbesserte Knorpel-  
sequenzen Knorpelveränderungen in einem Stadium sichtbar machen, in dem  
sie noch reversibel sind (LINK et al., 2007). Bis dahin bietet die autologe  
Knorpelknochen-  
transplantation eine gute Möglichkeit, die Folgen der Erkrankung nachhaltig zu  
behandeln.

## 8. Zusammenfassung

Ziel dieser Studie ist, eine umfangreiche kernspintomographische Verlaufsbeurteilung nach autologer Knorpelknochen transplantation am medialen Femurkondylus bei Osteochondrosis dissecans darzustellen und diese mit den klinischen Ergebnissen zu vergleichen.

Es wurden 11 Patienten (12 Kniegelenke) im Alter von 23 bis 63 Jahren nachuntersucht, die sich im Vorfeld einer retrospektiven, klinischen Studie (GRAPE et al., 2004) unterzogen hatten. Dabei kam ein umfangreiches MR-Protokoll zur Anwendung, das unter anderem eine T2-gewichtete Turbospinecho-Sequenz sowie eine Kontrastmittel-unterstützte Flash-3D-Gradientenecho-Sequenz beinhaltete. Die Beurteilung der MR-Sequenzen erfolgte nach verschiedenen Kriterien, die eine Einschätzung der Transplantate ermöglichen. Diese Kriterien sind Signalintensität, SNR (signal to noise-ratio) polygonaler ROI (regions of interest), Homogenität, Oberflächenkontinuität, Oberflächenkongruenz, Knorpeldicke, Spongiosa-ödem und Kontrastmittelaufnahme. Zusätzlich wurden die radiologischen Ergebnisse mit klinischen Parameteren der Studie von GRAPE et al. (2004) verglichen.

Bei allen Patienten zeigten sich gut integrierte, vitale Transplantate mit hyalinem Knorpelgewebe. Die Auswertung der einzelnen Parameter resultierte in zum Teil sehr unterschiedlichen Ergebnissen. Bei keinem Parameter schnitten alle Patienten schlecht ab, doch auch bei keinem Parameter konnten alle Patienten gut eingestuft werden. Es liessen sich keine eindeutigen Zusammenhänge zwischen den verschiedenen Kriterien herstellen. Beim Vergleich zwischen radiologischen und klinischen Parametern setzte sich diese Tendenz fort.

Die gewonnenen Ergebnisse zeigen zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung einen sehr zufriedenstellenden Status quo. Insbesondere die Signalintensitäten, die Passgenauigkeit und das Einheilungsvermögen der Zylinder sprechen für ein erfolgreiches Therapieverfahren. Die

Auswirkungen der vorhandenen Mängel müssen durch weitere Langzeituntersuchungen erforscht werden.

Besonders wichtig für diese Langzeituntersuchungen ist ein einheitliches Nachuntersuchungsprotokoll, das ubiquitär einsetzbar ist und möglichst einfach und eindeutig ausgewertet werden kann.

## 9. Literaturverzeichnis

- Adam G, Neuerburg J, Peiss J et al. The magnetic resonance tomography of osteochondrosis dissecans of the knee joint after intravenous gadolinium-DTPA administration. *Rofo*. 1994; 160(5): 459-64
- Agneskirchner JD, Brucker P, Burkart A et al. Large osteochondral defects of the femoral condyle: press-fit transplantation of the posterior femoral condyle (Mega-OATS). *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*. 2002; 10(3):160-8
- Bachmann G, Jürgensen I, Rominger M et al. Die Bedeutung der Magnetresonanztomographie für die Verlaufskontrolle der Osteochondrosis dissecans am Knie- und Sprunggelenk. *Fortschr Röntgenstr*. 1999; 171: 372-379
- Bachmann G, Jürgensen I, Siaplaouras J The staging of osteochondritis dissecans in the knee and ankle joints with MR tomography. A comparison with conventional radiology and arthroscopy. *Rofo*. 1995; 163(1):38-44
- Brittberg M, Lindahl A, Nilsson A, Ohlsson C, Isaksson O, Peterson L Treatment of deep cartilage defects in the knee with autologous chondrocyte transplantation. *The new england journal of medicine* 1994; Oct 6;331(14):889-95
- Bobic V Current status of the articular cartilage repair. *The journal of regenerative Medicine* 2000; Vol. 1, No.4:37-41
- Bobic V Die Verwendung von autologen Knochen-Knorpel-Transplantaten in der Behandlung von Gelenknorpelläsionen. *Orthopäde* 1999; 28:19-25
- Bobic V Arthroscopic osteochondral autograft transplantation in anterior cruciate ligament reconstruction: a preliminary clinical study. *Knee surg sports traumatol arthrosc*. 1996; 3(4):262-4
- Bohndorf K Osteochondritis (osteochondrosis) dissecans: a review and new MRI classification. *Eur Radiol*. 1998; 8(1):103-12
- Bohndorf K Injuries at the articulating surfaces of bone (chondral, osteochondral, subchondral fractures and osteochondrosis dissecans. *Eur J Radiol*. 1996; 22(1):22-9
- Bös L, Ellermann A Indikation und Ergebnisse der autologen Knorpel-Knochen-Transplantation (Mosaikplastik). *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2003; 54(6):222-4
- Bös L, Ellermann A Arthroskopische Diagnostik und Klassifikation von Knorpelschäden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 2003; 54(6):181-3
- Boutin RD, Januario JA, Newberg AH et al. MR Imaging features of osteochondritis dissecans of the femoral sulcus. *AJR* 2003; 180:641-645
- Buckwalter JA, Mankin HJ Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration and transplantation. *Instr Course Lect*. 1998; 47:487-504
- Chow JC, Hantes ME, Houle JB et al. Arthroscopic autogenous osteochondral transplantation for treating knee cartilage defects: a 2- to 5-year follow-up study. *Arthroscopy* 2004; 20(7):681-90
- Clanton TO, DeLee JC Osteochondritis dissecans. History, pathophysiology and current treatment concepts. *Clin Orthop Relat Res*. 1982 (167):50-64

O'Connor P, Orford CR, Gardner DL Differential response to compressive loads of zones of canine hyaline articular cartilage: micromechanical, light and electron microscopic studies. *Ann Rheum Dis.* 1988; 47(5):414-20

Dardzinski BJ, Mosher TJ, Li S et al. Spatial variation of T2 in human articular cartilage. *Radiology.* 1997; 205(2):546-50

Disler DG, Recht MP, McCauley TR MR imaging of articular cartilage. *Skeletal Radiol.* 2000; 29(7):367-77

Disler DG, McCauley TR, Clinical magnetic resonance imaging of articular cartilage. *Top Magn Reson Imaging.* 1998; 9(6):360-76

Disler DG, McCauley TR, Kelman CG et al. Fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo MR imaging of hyaline cartilage defects in the knee: comparison with standard MR imaging and arthroscopy. *AJR* 1996; 167(1):127-32

Disler DG, Peters TL, Muscoreil SJ et al. Fat-suppressed spoiled GRASS imaging of knee hyaline cartilage: technique optimization and comparison with conventional MR imaging. *AJR* 1994; 163(4):887-92

Engel A Magnetic resonance knee arthrography. Enhanced contrast by gadolinium complex in the rabbit and in humans. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1990; 240:1-57

Erggelet C, Steinwachs MR, Reichelt A. The operative treatment of full thickness cartilage defects in the knee joint with autologous chondrocyte transplantation. *Saudi Med J.* 2000; 21(8):715-21

Erickson SJ, Waldschmidt JG, Czervionke LF et al. Hyaline cartilage: truncation artifact as a cause of trilaminar appearance with fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-recalled sequences. *Radiology.* 1996; 201(1):260-4

Federico DJ, Lynch JK, Jokl P Osteochondritis dissecans of the knee: a historical review of etiology and treatment. *Arthroscopy.* 1990; 6(3):190-7

Flynn JM, Kocher MS, Ganley TJ Osteochondritis dissecans of the knee. *J Pediatr Orthop.* 2004; 24(4):434-443

Fragonas E, Mlynarik V, Jellus V et al. Correlation between biochemical composition and magnetic resonance appearance of articular cartilage. *Osteoarthritis Cartilage.* 1998; 6(1):24-32

Frahm J, Haase A, Matthaei D Rapid three-dimensional MR imaging using the FLASH technique. *J Comput Assist Tomogr.* 1986; 10(2):363-8

Frank LR, Brossmann J, Buxton RB et al. MR imaging truncation artifacts can create a false laminar appearance in cartilage. *AJR* 1997; 168(2):547-54

Glaser C, New techniques for cartilage imaging: T2 relaxation time and diffusion-weighted MR imaging. *Radiol Clin N Am* 2005; 43(4):641-53

Glaser C, Putz R Functional anatomy of articular cartilage under compressive loading. Quantitative aspects of global, local and zonal reactions of the collagenous network with respect to the surface integrity. *Osteoarthritis Cartilage* 2002; 10(2):83-99

Goodwin DW, Dunn JF MR imaging and T2 mapping of femoral cartilage. *AJR* 2002; 178:1568-1570

Grape T, Mayr HO, Jansson V Die autologe Knorpel-Knochen-Transplantation bei Osteochondrosis dissecans des medialen Femurkondylus unter besonderer Berücksichtigung der Entnahme-pathologie. 2004; ohne Veröffentlichung

- Gray ML, Burstein D, Lesperance LM et al. Magnetization transfer in cartilage and its constituent macromolecules. *Magn Reson Med.* 1995; 34(3):319-25
- Haase A Snapshot FLASH MRI. Applications to T1, T2 and chemical-shift imaging. *Magn Reson Med.* 1990; 13(1):77-89
- Haase A, Frahm J, Matthaei D et al. FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulses. *Journal of Magnetic Resonance* 1986; 67(2):258-266
- Haims AH, Katz LD, Ruwe PA MR Arthrography of the knee. *Semin Musculoskelet Radiol.* 1998; 2(4):385-396
- Hangody L, Reczko P, Bartha L et al. Mosaicplasty for the treatment of articular defects of the knee and ankle. *Clin Orthop Relat Res.* 2001; 391:328-36
- Hangody L, Kish G, Karpai Z et al. Arthroscopic autogenous osteochondral mosaicplasty for the treatment of femoral condylar articular defects. A preliminary report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5(4):262-7
- Hayes CW, Parellada JA The magic angle effect in musculoskeletal MR imaging. *Top Magn Reson Imaging.* 1996; 8(1):51-6
- Herber S, Runkel M, Pitton MB et al. Indirekte MR-Arthrographie zur Verlaufskontrolle nach autologer osteochondraler Transplantation. *Fortschr Röntgenstr* 2003; 175:226-233
- Horas U, Pelinkovic D, Herr G et al. Autologous chondrocyte implantation and osteochondral cylinder transplantation in cartilage repair of the knee joint. A prospective, comparative trial. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85(2):185-92
- Huber M, Trattig S, Lintner F Anatomy, biochemistry and physiology of articular cartilage. *Invest Radiol.* 2000; 35(10):573-80
- Imhoff AB, Öttl GM, Burkart A et al. Osteochondrale autologe Transplantation an verschiedenen Gelenken. *Orthopäde* 1999; 28:33-44
- Imhoff AB, Burkart A, Öttl GM Der posteriore Femurkondylentransfer. *Orthopäde* 1999; 28:45-51
- Jeffery AK, Blunn GW, Archer CW et al. Three-dimensional collagen architecture in bovine articular cartilage. *J Bone Joint Surg Br.* 1991; 73(5):795-801
- Kempson GE, Relationship between the tensile properties of articular cartilage from the human knee and age. *Ann Rheum Dis.* 1982; 41(5):508-11
- Kight AC, Dardzinski BJ, Laor T et al. Magnetic resonance imaging evaluation of the effects of juvenile rheumatoid arthritis on distal femoral weight-bearing cartilage. *Arthritis Rheum.* 2004; 50(3):901-5
- Kim DK, Ceckler TL, Hascall VC et al. Analysis of water-macromolecule proton magnetization transfer in articular cartilage. *Magn Reson Med.* 1993; 29(2):211-5
- Koch S, Kampen WU, Laprell H Cartilage and bone morphology in osteochondritis dissecans. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 1997; 5(1):42-5
- König F Über freie Körper in den Gelenken. *Deutsch Zeitschr Chir.* 1888; 27:90-109
- Kramer J, Scheurecker A, Mohr E Osteochondral lesions. *Radiologe* 1995; 35(2):109-16
- Kutscha-Lissberg F, Singer P, Vecsei V et al. Osteochondritis dissecans of the knee joint. *Radiologe* 2004; 44(8):783-8

- Lankes M, Petersen W, Hassenpflug J The arterial supply of the femoral condyles. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 2000; 138:174-180
- Liebau C, Krämer R, Haak H et al. Technik der autologen Knorpel-Knochen-Transplantation am Kniegelenk. *Arthroskopie* 2000; 13:94-98
- Link TM, Stahl R, Wörtler K Cartilage imaging: motivation techniques, current and future significance. *Eur Radiol.* 2007; 17(5):1135-46
- Link TM, Mischung J, Wörtler K et al. Normal and pathological MR findings in osteochondral autografts with longitudinal follow-up. *Eur Radiol.* 2006; 16(1):88-96
- Loredo R, Sanders TG Imaging of osteochondral injuries. *Clin Sports Med.* 2001; 20(2):249-78
- Ma HL, Hung SC, Wang ST et al. Osteochondral autografts transfer for post-traumatic osteochondral defect of the knee-2 to 5 years follow-up. *Injury* 2004; 35(12):1286-1292
- Macarani L, Murrone M, Marini S et al. MR in the study of knee cartilage pathologies: influence of location and grade on the effectiveness of the method. *Radiol Med* 2003; 105(4):296-307
- Maier CF, Tan SG, Hariharan H, Potter HG T2 quantitation of articular cartilage at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging.* 2003; 17(3):358-64
- Marlovits S, Kutsch-Lissberg F, Aldrian S et al. Autologous chondrocyte transplantation for the treatment of articular cartilage defects in the knee joint. Techniques and results. *Radiologe.* 2004; 44(8):763-72
- Marshall KW, Mikulis DJ, Guthrie BM Quantitation of articular cartilage using magnetic resonance imaging and three-dimensional reconstruction. *J Orthop Res.* 1995; 13(6):814-23
- Marx S, Thiele R Fallvorstellung der arthroskopisch kontrollierten Therapie der Osteochondrosis dissecans mittels ESWT. *Arthroskopie* 2003; 16:266-271
- Mayr HO, Grape T, Münch EO, Wiedemann E, Tröger M, Plitz W Die autologe Knorpel-Knochen-Transplantation bei Osteochondrosis dissecans des medialen Femurkondylus. *Arthroskopie* 2004; 16:262-265
- Mendlik T, Faber SC, Weber J et al. T2 quantitation of human articular cartilage in a clinical setting at 1.5 T: implementation and testing of four multiecho pulse sequence designs for validity. *Invest Radiol.* 2004; 39(5):288-99
- Messner K, Knorpelersatzoperationen mit vorkultivierten Zellen. *Orthopäde* 1999; 28:61-67
- Mitsuoka T, Shino K, Hamada M et al. Osteochondritis dissecans of the lateral femoral condyle of the knee joint. *Arthroscopy* 1999; 15(1):20-6
- Mlynarik V, Szomolanyi P, Toffanin R et al. Transverse relaxation mechanisms in articular cartilage. *J Magn Reson.* 2004; 169(2):300-7
- Mlynarik V, Trattnig S, Huber M et al. The role of relaxation times in monitoring proteoglycan depletion in articular cartilage. *J Magn Reson Imaging.* 1999; 10(4):497-502
- Mosher TJ, Dardzinski BJ Cartilage MRI T2 relaxation time mapping: overview and applications. *Semin Musculoskelet Radiol.* 2004; 8(4):355-68
- Mosher TJ, Liu Y, Yang QX et al. Age dependency of cartilage magnetic resonance imaging T2 relaxation times in asymptomatic women. *Arthritis Rheum.* 2004; 50(9):2820-8

Mosher TJ, Smith H, Dardzinski BJ et al. MR imaging and T2 mapping of femoral cartilage: in vivo determination of the magic angle effect. *AJR* 2001; 177(3):665-9

Mosher TJ, Dardzinski BJ, Smith MB Human articular cartilage: influence of aging and early symptomatic degeneration on the spatial variation of T2-preliminary findings at 3 T. *Radiology* 2000; 214(1):259-66

Mubarak SJ, Carroll NC Familial osteochondritis dissecans of the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1979; 140:131-6

Nieminen MT, Toyras J, Laasanen MS et al. Prediction of biomechanical properties of articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging. *J Biomech.* 2004; 37(3):321-8

Nieminen MT, Rieppo J, Toyras J et al. T2 relaxation reveals spatial collagen architecture in articular cartilage: a comparative quantitative MRI and polarized light microscopic study. *Magn Reson Med.* 2001; 46(3):487-93

Nissi MJ, Rieppo J, Toyras J et al. T(2) relaxation time mapping reveals age- and species-related diversity of collagen network architecture in articular cartilage. 2006

Paget J, On the production of some loose bodies in joints. *S Bartholomews Hosp* 1870; Rep 6,1

Petersen JP, Steinhagen J, Catala-Lehnen P et al. Osteochondritis dissecans of the knee joint. *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 2006; 144(4):63-76

Peterson L, Minas T, Brittberg M et al. Treatment of osteochondritis dissecans of the knee with autologous chondrocyte transplantation: results at two to ten years. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85(2):17-24

Poon CS, Henkelmann RM Practical T2 quantitation for clinical applications. *J Magn Reson Imaging.* 1992; 2(5):541-53

Potter HG, Foo LF Magnetic resonance imaging of articular: trauma, degeneration and repair. *Am J Sports Med.* 2006; 34(4):661-77

Potter HG, Linklater JM, Allen AA et al. Magnetic resonance imaging of articular cartilage in the knee. An evaluation with use of fast-spin-echo imaging. *J Bone Joint Surg Am.* 1998; 80(9):1276-84

Radin EL, Burr DB, Caterson B, Fyhrie D, Brown TD, Boyd RD Mechanical determinants of osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum.* 1991 Dec; 21 (3 Suppl 2):12-21

Radin EL, Ehrlich MG, Chernack R et al. Effect of repetitive impulsive loading on the knee joints of rabbits. *Clin Orthop Relat Res.* 1978; 131:288-93

Recht MP, Coodwin DW, Winalski CS et al. MRI of articular cartilage: revisiting current status and future directions. *AJR* 2005; 185(4):899-914

Recht MP, Resnick D Magnetic resonance imaging of articular cartilage: an overview. *Topics in Magnetic Resonance Imaging* 1998; 9(6):328-336

Recht MP, Piraino DW, Paletta GA et al. Accuracy of fat-suppressed three-dimensional spoiled gradient-echo FLASH MR Imaging in the detection of patellofemoral articular cartilage abnormalities. *Radiology* 1996; 198:209-212

Resinger C, Vecsei V, Marlovits S Therapieoptionen zur Behandlung von Knorpelschäden. *Radiologe* 2004; 44:756-762

Rose T, Craatz S, Hepp P et al. The autologous osteochondral transplantation of the knee: clinical results, radiographic findings and histological aspects. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2005; 125(9):628-37

Rubin DA Magnetic resonance imaging of chondral and osteochondral injuries. Top Magn Reson Imaging. 1998; 9(6):348-59

Sanders TG, Mentzer KD, Miller MD et al. Autogenous osteochondral „plug“ transfer for the treatment of focal chondral defects: postoperative MR appearance with clinical correlation. Skeletal Radiol. 2001; 30(10):570-8

Sanders RK, Crim JR Osteochondral injuries. Semin Ultrasound CT MR. 2001; 22(4):352-70

Schäfer FK, Muhle C, Heller M et al. MR imaging of the articular cartilage. Rofo. 2001; 173(4):279-88

Sellards RA, Nho SJ, Cole BJ Chondral injuries. Curr Opin Rheumatol. 2002; 14(2):134-41

Seo GS, Aoki J, Moriya et al. Hyaline cartilage: in vivo and in vitro assessment with magnetization transfer imaging. Radiology 1996; 201(2):525-30

Siebert CH, Miltner O, Schneider U et al. Healing of osteochondral transplants - animal experiment studies using a sheep model. Z Orthop Ihre Grenzgeb. 2001; 139(5):382-6

Simonian PT, Sussmann PS, Wickiewicz TL et al. Contact pressures at osteochondral donor sites in the knee. Am J Sports Med. 1998; 26(4):491-4

Steinbrich W, Beyer D, Friedmann G et al. MR of the knee joint. Imaging of the normal anatomy and pathological findings using surface coils. Röfo 1985; 143(2):166-72

Strobel K, Hodler J MRT des Kniegelenkes. Radiologie 2003; up2date 3:229-251

Tegner Y, Lysholm J, Lysholm M, Gillquist J A performance test to monitor rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. Am J Sports Med. 1986 Mar-Apr;14(2):156-9

Tegner Y, Lysholm J Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop Relat Res. 1985; 198:43-9

Trattning S, Millington SA, Szomolanyi P et al. MR imaging of osteochondral grafts and autologous chondrocyte implantation. Eur Radiol. 2007; 17(1): 103-18

Trattning S, Plank C, Pinker K et al. Diagnostic imaging of cartilage replacement therapy. Radiologe 2004; 44(8):748-55

Verstraete KL, Almqvist F, Verdonk P et al. Magnetic resonance imaging of cartilage and cartilage repair. Clinical Radiology 2004; 59:674-689

Wagner H Operative Behandlung der Osteochondrosis dissecans des Kniegelenkes. Z Orthop 1964; 98:333-355

Wang CJ Treatment of focal articular cartilage lesions of the knee with autogenous osteochondral grafts. A 2- to 4-year follow-up study. Arch Orthop Trauma Surg. 2002 Apr; 122(3):169-72

Watrinn-Pinzano A, Ruaud JP, Olivier P et al. Effect of Proteoglycan depletion on T2 mapping in rat patellar cartilage. Radiology 2005; 234:162-170

Watrinn-Pinzano A, Ruaud JP, Cheli Y et al. T2 mapping: an efficient MR quantitative technique to evaluate spontaneous cartilage repair in rat patella. Osteoarthritis and Cartilage 2004; 12: 191-200

Wayne JS, Kraft KA, Shields KJ MR imaging of normal and matrix-depleted cartilage: Correlation with biomechanical function and biochemical composition. Radiology 2003; 228:493-499

Werner A, Fuß M, Krauspe R Operative gelenkerhaltende Verfahren bei Gelenknorpelschäden. Deutsches Ärzteblatt 2003; 100(9):546-54

Wirth CJ Praxis der Orthopädie. 3.Aufl. Stuttgart, New York 2001; Thieme (Band I/II)

Woertler K, Buerger H, Moeller J et al. Patellar articular cartilage lesions: in vitro MR imaging evaluation after placement in gadopentetate dimeglumine solution. Radiology 2004; 230(3):768-73

Xia Y, Magic-angle effect in magnetic resonance imaging of articular cartilage: a review. Invest Radiol. 2000; 35(10):602-21

Yao L, Gentili A, Thomas A Incidental magnetization transfer contrast in fast spin-echo imaging of cartilage. J Magn Reson Imaging. 1996; 6(1):180-4

Yoshioka H, Stevens K, Genovese M Articular cartilage of knee: normal patterns at MR imaging that mimic disease in healthy subjects and patients with osteoarthritis. Radiology 2004; 231(1):31-8

## 10. Legende

x	kein Wert vorhanden
n.s.	nicht signifikant
ACT	Autologous chondrocyte transplantation
AOT	Autologous osteochondral transplantation
Flash- 3D	fast low angle shot - three-dimensional
GE	Gradientenecho
ICRS	International cartilage repair society
KM	Kontrastmittel
MR	magnetresonanztomographisch
MRT	Magnetresonanztomographie
MTC	magnetization contrast
OATS	osteochondral autograft transfer system
OD	Osteochondrosis dissecans
PD-FS	proton density- fat saturated
SNR	signal-to-noise-ratio
TE	time to echo
TR	time to relaxation
TSE	Turbospinechosequenz
WE	water excitation

## 11.Danksagung

An aller erster Stelle möchte ich allen Patienten danken, die sich nach der bereits durchgeführten klinischen Studie erneut für eine Studie zur Verfügung gestellt und eine langdauernde kernspintomographische Untersuchung mitgemacht haben. Weiterhin gilt mein Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Dr. Plitz für die Vergabe des Themas und die umfassende Betreuung der Arbeit, meinen beiden Mitbetreuern, Herrn PD Dr. Mayr, der mich zu diesem spannenden Thema gebracht hat und Herrn PD Dr. Glaser für den radiologischen Background. Herrn Mendlik und seinen Kollegen aus der Physikabteilung gilt mein Dank für das Schreiben und den Service der Computerprogramme. Zuletzt möchte ich allen danken, die mir während dieser langen Zeit mit Rat und Tat zur Seite gestanden haben und so diese Arbeit erst ermöglicht haben.

## 12. Lebenslauf

### Persönliche Daten

zur Person	Name:	Thomas Norbert Bartl
	Geburtsdatum:	03.09.1979
	Geburtsort:	München
	Familienstand:	ledig
Adresse	Wohnsitz:	Lärchenstr. 17 D- 82272 Grunertshofen
Kontakt	Telefon:	+ 49 (0)8146/ 15 25
	Mobil:	+ 49 (0)176/ 21 98 17 29
	E-mail:	tom.bar@web.de

### Ausbildung

09/1985	Eintritt in die Grundschule, Grunertshofen
09/1989	Eintritt in das Viscardi- Gymnasium, Fürstenfeldbruck
26/06/1998	Abitur
09/1998 – 09/1999	Zivildienst als Betreuer bei Kinderhilfe e.V. in einer schulvorbereitenden Einrichtung für Behinderte und Schwerbehinderte, Fürstenfeldbruck
11/1999	Studienbeginn an der Ludwig-Maximilians-Universität (LMU) im Fach Humanmedizin, München
30/08/2001	ärztliche Vorprüfung
02/2002 – 03/2002	Famulatur Sportorthopädie Technische Universität, München
29/08/2002	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
09/2002 – 10/2002	Famulatur Orthopädische Praxis Dr. Lins, Eckernförde
02/2003 – 03/2003	Famulatur Unfallchirurgie Landeskrankenhaus Feldkirch, Austria
09/2003 – 10/2003	Famulatur Radiologie Klinikum Grosshadern (LMU), München
15/03/2005	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
08/2005 – 07/2006	Praktisches Jahr in folgenden Kliniken:
08/2005 – 11/2005	Innere Medizin im Spital Dornach Lehrkrankenhaus der Universität Basel, Schweiz

11/2005 – 03/2006	Chirurgie im Eerste River hospital in Kapstadt Lehrkrankenhaus der Universität Kapstadt, Südafrika
03/2006 – 07/2006	Orthopädie im Klinikum Rosenheim Lehrkrankenhaus der LMU München
22/11/2006	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
04/2007 – 03/2009	Assistenzarzt in der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungs- chirurgie Basisweiterbildung (common trunk) als Teil der Facharztausbildung für Traumatologie und Orthopädie im Kreiskrankenhaus Eckernförde, Schleswig- Holstein
04/2009 – 08/2009	Assistenzarzt in der Abteilung für Unfallchirurgie und orthopädische Chirurgie Weiterbildung für den Facharzt für Unfallchirurgie und Orthopädie am Klinikum Dritter Orden München- Nymphenburg
seit 09/2009	Assistenzarzt in der Abteilung für Unfallchirurgie und Orthopädie Weiterbildung für den Facharzt für Unfallchirurgie und Orthopädie am Rhoen-Klinikum München-Perlach

## 13.Anhang

Grad	Beschreibung
0	Areal unauffällig
1	Binnenveränderungen, oberflächliche Veränderungen mit kleinen Fissuren
2	Knorpelverlust <50% der Knorpeldicke
3	Knorpelverlust >50% der Knorpeldicke
4	freiliegender subchondraler Knochen

**Tabelle 13.1:** Klassifikation zur Qualitätsbeurteilung des transplantierten Knorpels in Anlehnung an die ICRS-Einteilung

Grad	Beschreibung
0	Knorpelfläche homogen
1	Signalauffälligkeiten <25% der Schichtdicke des Knorpels
2	Signalauffälligkeiten <50% der Schichtdicke des Knorpels
3	Signalauffälligkeiten <75% der Schichtdicke des Knorpels
4	Signalauffälligkeiten >75% der Schichtdicke des Knorpels

**Tabelle 13.2:** Klassifikation zur Homogenitätsbeurteilung des transplantierten Knorpels

Grad	Beschreibung
0	keine Stufe
1	< 2mm
2	> 2mm

**Tabelle 13.3:** Oberflächenkontinuität des transplantierten Knorpels (3-stufig)

Grad	Beschreibung
0	regulär
1	leicht verändert
2	irregulär

**Tabelle 13.4:** Oberflächenkongruenz des transplantierten Knorpels (3-stufig)

Grad	Beschreibung
0	100%
1	50-100%
2	<50%

**Tabelle 13.5:** Knorpeldicke des transplantierten Areal (3-stufig)

Grad	Beschreibung
0	kein
1	wenig
2	ausgeprägt

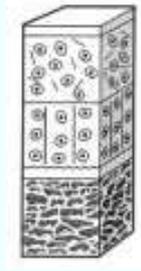
**Tabelle 13.6:** Spongiosaödem im transplantierten Areal (3-stufig)

Grad	Beschreibung
0	komplett
1	sichtbare Trennlinie
2	Flüssigkeitssaum

**Tabelle 13.7:** Knöcherner Integration (3-stufig), Kontrastmittel-unterstützt

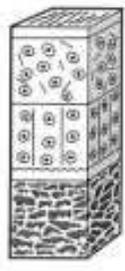
## ICRS-Klassifikation zur Einteilung des Knorpelschadens bei OD

### ICRS Grade 0 - Normal

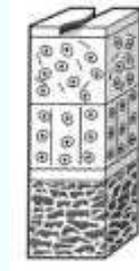


### ICRS Grade 1 - Nearly Normal

Superficial lesions. Soft indentation (A) and/or superficial fissures and cracks (B)



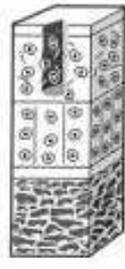
A



B

### ICRS Grade 2 - Abnormal

Lesions extending down to <50% of cartilage depth



### ICRS Grade 3 - Severely Abnormal

Cartilage defects extending down >50% of cartilage depth (A) as well as down to calcified layer (B) and down to but not through the subchondral bone (C). Blisters are included in this Grade (D)



## ICRS Grade 4 – Severely Abnormal



A



B

Copyright © ICRS

## Aktivitätsscore nach TEGNER UND LYSHOLM

1	Sick leave or disability pension because of knee problems
2	Work: sedentary work Walking on uneven ground possible but impossible to walk in forrest
3	Work: light labor (e.g. nursing) Competitive and recreational sports: swimming Walking in forrest possible
4	Work: moderatly heavy labor (e.g., truck driving, heavy domestic work) Recreational sports: cycling, cross-country skiing, Jogging on even ground at Least twice weekly
5	Work: Heavy labor work (e.g., building, forestry) Competitive sports: cycling, cross country skiing Recreational sports: jogging on uneven ground at least twice weekly
6	Recreational sports: tennis and badminton, handball, basketball, downhill skiing, jogging at least five times per week
7	Competitive sports: tennis, athletics (running), motocross, speedway, handball, basketball Recreational sports: soccer, bandy and ice hockey, squash, athletics (jumping) Cross country track findings both recreational and competitive
8	Competitive sports: bandy, squash or badminton, athletics (jumping, etc.), downhill skiing
9	Competitive sports: soccer, lower divisions, ice hockey, wrestling, gymnastics
10	Competitive sports: soccer – national and international elite

## Score nach LYSHOLM UND GILLQUIST

Limp (5 points)	None	5
	Slight or periodical	3
	Severe or constant	0
Support (5 points)	Full support	5
	Stick or crutch	3
	Weight bearing	0
	Impossible	0
Stair- Climbing (10 points)	No problems	10
	Slightly impaired	6
	One step at a time	2
	Unable	0
Squatting (5 points)	No problems	5
	Slightly impaired	4
	Not past 90°	2
	Unable	0

### Walking, running and jumping: (70 points)

Instability (30 points)	Never giving way	30
	Rarely during athletics or other severe exertion	25
	Frequently during Athletics or other severe Exertion (or unable to Participate)	20
	Occasionally in daily activities	10
	Often in daily activities	5
	Every step	0
Swelling (10 points)	None	10
	With giving way	7
	On severe exertion	5
	On ordinary exertion	2
	Constant	0
Pain (30 points)	None	30
	Inconstant and slight during severe exertion	25
	Marked on giving way	20
	Marked during severe exertion	15
	Marked on or after Walking more than 2 km	10
	Marked on or after Walking less than 2 km	5
	Constant and severe	0
Atrophy of Thigh	None	5
	1-2 cm	3
	More than 2 cm	0

**2000**  
**FORMBLATT ZUR SUBJEKTIVEN BEURTEILUNG DES KNIES**

Name \_\_\_\_\_

Heutiges Datum: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ Datum der Verletzung \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Tag Monat Jahr Tag Monat Jahr

**SYMPTOME\*:**

\* Wählen Sie zur Beurteilung der Symptome die höchste Aktivitätsstufe, die Sie Ihrer Meinung nach ohne erhebliche Symptome ausüben könnten, selbst wenn Sie auf dieser Stufe keine Aktivitäten ausüben.

1. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche Schmerzen im Knie ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

2. Wie oft hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung Schmerzen? Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (Nie) und geht mit zunehmender Häufigkeit der Schmerzen bis zu 10 (ständig Schmerzen).

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10  
Nie            ständig Schmerzen

3. Wie stark sind Ihre Schmerzen?

Kreuzen Sie eines der Kästchen in der nachstehenden Skala an. Die Skala beginnt mit 0 (keine Schmerzen) und geht mit zunehmender Stärke der Schmerzen bis zu 10 (unerträgliche Schmerzen).

Keine 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 unerträgliche  
Schmerzen            Schmerzen

4. Wie steif oder geschwollen war Ihr Knie während der vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung?

- überhaupt nicht
- etwas
- ziemlich
- sehr
- extrem

5. Was ist das höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliches Anschwellen des Knies ausüben können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund eines geschwollenen Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

6. Hatten Sie in den vergangenen 4 Wochen oder seit dem Auftreten Ihrer Verletzung ein gesperrtes Knie oder ist Ihr Knie aus- und wieder eingeschnappt?

- Ja  Nein

7. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, die Sie ohne erhebliche durch Knieschwäche verursachte Gangunsicherheit einhalten können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund der Knieschwäche keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

**SPORTLICHE BETÄTIGUNG:**

8. Was ist die höchste Aktivitätsstufe, an der Sie regelmäßig teilnehmen können?

- Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)
- Anstrengende Aktivitäten wie schwere körperliche Arbeit, Skilaufen oder Tennis
- Mäßig anstrengende Aktivitäten wie mäßige körperliche Arbeit, Laufen oder Joggen
- Leichte Aktivitäten wie Gehen, Haus- oder Gartenarbeit
- Ich kann aufgrund meines Knies keine der oben genannten Aktivitäten ausführen.

9. Wie schwierig sind aufgrund Ihres Knies die folgenden Aktivitäten für Sie?

	überhaupt nicht schwierig	minimal schwierig	ziemlich schwierig	extrem schwierig	un- möglich
a. Treppensteigen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. Treppe hinuntergehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. Auf dem vorderen Knie knien	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. Hockstellung	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. Normal sitzen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. Vom Stuhl aufstehen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. Geradeaus laufen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. Hochspringen und auf dem betroffenen Bein landen	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. Beim Gehen (bzw. Laufen, wenn Sie Sportler/in sind) schnell anhalten und starten	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

**FUNKTION:**

10. Wie würden Sie die Funktionsfähigkeit Ihres Knies auf einer Skala von 0 bis 10 beurteilen, wobei 10 eine normale und ausgezeichnete Funktionsfähigkeit bezeichnet und 0 die Unfähigkeit, irgendeine Ihrer normalen täglichen Aktivitäten, darunter möglicherweise auch Sport, auszuführen?

**FUNKTIONSFÄHIGKEIT VOR DER KNIEVERLETZUNG:**

Kann keine täglichen Aktivitäten ausführen											Keine Einschränkung der täglichen Aktivitäten	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	<input type="checkbox"/>											

**DERZEITIGE FUNKTIONSFÄHIGKEIT IHRES KNIES:**

Kann keine täglichen Aktivitäten ausführen											Keine Einschränkung der täglichen Aktivitäten	
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
	<input type="checkbox"/>											

### Anleitungen zur Berechnung des Ergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies

Eine Reihe von Methoden zur Auswertung des Formblatts zur subjektiven Beurteilung des Knies wurden untersucht. Die Untersuchungen ergaben, daß eine Summierung der Einzelergebnisse ebenso gute Resultate liefert wie kompliziertere Auswertungsmethoden.

Die Antworten auf die einzelnen Fragen erhalten einen Zahlenwert, wobei 1 die niedrigste Funktionsstufe oder höchste Symptomstufe darstellt. Unter Frage 1 (höchste Aktivitätsstufe ohne erhebliche Schmerzen) erhält beispielsweise die Antwort „Ich kann aufgrund meiner Schmerzen im Knie keine der oben genannten Aktivitäten ausführen“ einen Punkt und die Antwort „Sehr anstrengende Aktivitäten wie Springen oder Drehbewegungen bei einseitiger Fußbelastung (Basketball oder Fußball)“ 5 Punkte. Unter Frage 2 (Häufigkeit der Schmerzen in den vergangenen 4 Wochen) erhält die Antwort „ständig Schmerzen“ einen Punkt und „Nie“ 11 Punkte.

Zur Ermittlung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies werden die Ergebnisse für die Einzelpunkte addiert und dann zu einer Skala mit dem Bereich 0 bis 100 transformiert.

**Hinweis:** Die Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“ wird nicht in die Gesamtpunktzahl einbezogen. Zur Berechnung des Gesamtergebnisses für das Formblatt zur subjektiven Beurteilung des Knies gehen Sie wie folgt vor:

- Ordnen Sie der Antwort des Patienten auf jede Frage eine Punktzahl zu, wobei die niedrigste Punktzahl die niedrigste Funktionsstufe bzw. höchste Symptomstufe darstellt.
- Berechnen Sie das Rohergebnis, indem Sie die Punkte für alle Fragen addieren (mit Ausnahme der Antwort auf Punkt 10 „Funktionsfähigkeit vor der Knieverletzung“)
- Wandeln Sie das Rohergebnis wie folgt in eine Skala von 0 bis 100 um:

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{\text{Rohergebnis} - \text{Niedrigstmögliche Punktzahl}}{\text{Punktzahlbereich}} \times 100$$

wobei die niedrigstmögliche Punktzahl 18 und der Bereich möglicher Punktzahlen 87 ist. Wenn beispielsweise die für die 18 Fragen berechnete Punktzahl 60 beträgt, wird das IKDC-Ergebnis wie folgt berechnet:

$$\text{IKDC-Ergebnis} = \frac{60 - 18}{87} \times 100$$

$$\text{IKDC-Ergebnis} = 48,3$$

Dieses umgewandelte Ergebnis wird als Maßstab für die Funktionsfähigkeit verwendet, wobei höhere Punktzahlen eine höhere Funktionsfähigkeit und geringere Symptome repräsentieren. Ein Ergebnis von 100 bedeutet, daß die täglichen oder sportlichen Aktivitäten keinen Beschränkungen unterliegen und daß keine Symptome vorliegen.

Das IKDC-Ergebnis kann auch berechnet werden, wenn Daten fehlen, solange mindestens Antworten zu 90 % der Fragen vorliegen (d.h. es wurden mindestens 16 Fragen beantwortet). Zur Berechnung des Ergebnisses bei fehlenden Daten verwenden Sie anstelle des fehlenden Einzelergebnisses (bzw. der fehlenden Einzelergebnisse) das Durchschnittsergebnis für die beantworteten Fragen. Nach Berechnung des Rohergebnisses wird es wie oben beschrieben zu dem IKDC-Ergebnis transformiert.

**2000**  
**FORMBLATT ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES**

Name des Patienten \_\_\_\_\_ Geburtsdatum: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Tag Monat Jahr

Geschlecht:  W  M **Alter:** \_\_\_\_\_ Untersuchungsdatum: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_  
Tag Monat Jahr

Allgemeine Laxizität:  verminderte Laxizität  normal  erhöhte Laxizität  
Beinachse:  eindeutig Varus  normal  eindeutig Valgus  
Patellastellung:  baja  normal  alta

Subluxation/Dislokation  
der Patella:  zentriert  sublaxierbar  sublaxiert  disloziert

Bewegungsausmaß (Streckung/Beugung):  
Betroffene Seite: passiv \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ aktiv \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Normale Seite: passiv \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_ aktiv \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

SIEBEN GRUPPEN	VIER GRADE				*GRUPPENGRADE			
	Normal	Fast normal	Abnormal	Deutlich abnormal	A	B	C	D
<b>1. Erguß</b>	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> leicht	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>2. Passives Bewegungsdefizit</b>								
Δ Streckdefizit	<input type="checkbox"/> < 3°	<input type="checkbox"/> 3-5°	<input type="checkbox"/> 6-10°	<input type="checkbox"/> > 10°				
Δ Beugdefizit	<input type="checkbox"/> 0-5°	<input type="checkbox"/> 6-15°	<input type="checkbox"/> 16-25°	<input type="checkbox"/> > 25°	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>3. Ligamentuntersuchung</b> (manuell, instrumentell, Röntgen)								
Δ Lachman Test (25° Beugung (134 N))	<input type="checkbox"/> 1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm (1+) <input type="checkbox"/> 1-3	<input type="checkbox"/> 6-10mm (2+) <input type="checkbox"/> -3 steif	<input type="checkbox"/> >10mm (3+)				
Δ Lachman Test (25° Beugung) manuell, max.	<input type="checkbox"/> -1-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Vorderer Endpunkt:	<input type="checkbox"/> fest		<input type="checkbox"/> unsicher					
Δ Gesamt AP-Translation (25°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Gesamt AP-Translation (70°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Hintere Schublade (70°)	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Valgusstress	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Varusstress	<input type="checkbox"/> 0-2mm	<input type="checkbox"/> 3-5mm	<input type="checkbox"/> 6-10mm	<input type="checkbox"/> >10mm				
Δ Außenrotationstest (30°)	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6-10	<input type="checkbox"/> 11-19	<input type="checkbox"/> >20				
Δ Außenrotationstest (90°)	<input type="checkbox"/> 5	<input type="checkbox"/> 6-10	<input type="checkbox"/> 11-19	<input type="checkbox"/> >20				
Δ Pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> +Gleiten	<input type="checkbox"/> ++(dumpf)	<input type="checkbox"/> +++ (laut)				
Δ Reverse pivot shift	<input type="checkbox"/> gleich	<input type="checkbox"/> Gleiten	<input type="checkbox"/> stark	<input type="checkbox"/> ausgeprägt	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<b>4. Kompartimentbefunde</b>			<b>Krepitation</b>	<b>Krepitation mit</b>				
Δ Krepitation anterior (PF)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				
Δ Krepitation mediales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				
Δ Krepitation laterales Komp.	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> leichtem Schmerz	<input type="checkbox"/> > leichtem Schmerz				
<b>5. Transplantatentnahmefähigkeit</b>	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich				

## 6. Röntgenbefund:

Medialer Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Lateraler Gelenkspalt	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Femoropatellar-Gelenk	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Vorderer Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich
Hinterer Gelenkspalt (sagittal)	<input type="checkbox"/> kein	<input type="checkbox"/> gering	<input type="checkbox"/> mäßig	<input type="checkbox"/> deutlich

## 7. Funktionstest

Hüpfen auf einem Bein (in % der gegenüberliegenden Seite)	<input type="checkbox"/> 90%	<input type="checkbox"/> 89-76%	<input type="checkbox"/> 75-50%	<input type="checkbox"/> < 50%
--	------------------------------	---------------------------------	---------------------------------	--------------------------------

## \*\* Abschlußbeurteilung

\* Gruppengrad: Der Gruppengrad richtet sich nach dem niedrigsten Grad innerhalb einer Gruppe.

\*\* Abschlußbeurteilung: Bei akuten und subakuten Patienten richtet sich die Abschlußbeurteilung nach dem schlechteren Gruppengrad. Bei chronischen Patienten wird die prä- und postoperative Beurteilung verglichen. Bei einer Abschlußbeurteilung werden nur die ersten drei Gruppen beurteilt, jedoch werden alle Gruppen dokumentiert.

Der Unterschied zwischen dem betroffenen Knie und dem normalen Knie, bzw. dem, was als normal angesehen wird.

### IKDC-AUSSCHUSS:

AOSSM: Anderson, A., Bergfeld, J., Boland, A., Dye, S., Feagin, J., Hamer, C., Mohtadi, N., Richmond, J., Shelbourne, D., Terry, G.

ESSKA: Staubli, H., Hefti, F., Höher, J., Jacob, R., Müller, W., Neyret, P.

APOSSM: Chan, K., Kurosaka, M.

## ANLEITUNGEN FÜR DAS FORMBLATT ZUR UNTERSUCHUNG DES KNIES

Das Formblatt zur Untersuchung des Knies enthält Punkte, die in eine von sieben Meßdomänen fallen. Dabei werden jedoch nur die ersten drei Domänen bewertet. Die sieben Domänen werden mit Hilfe des Formblattes zur Untersuchung des Knies beurteilt.

### 1. Erguß

Ein Erguß wird durch vorsichtige Palpation des Knies beurteilt. Eine Flüssigkeitswelle (weniger als 25 cc) gilt als gering, leicht palpierbare Flüssigkeit als mäßig (25 bis 60 cc) und ein angespanntes Knie zusätzlich zum Erguß (mehr als 60 cc) gilt als ausgeprägt.

### 2. Passives Bewegungsdefizit

Der passive Bewegungsspielraum wird mit einem Winkelmesser gemessen und auf dem Formblatt für die betroffene Seite und die gegenüberliegende oder normale Seite festgehalten. Die Werte für Nullpunkt/Überstreckung/Beugung sind aufzuzeichnen (z.B. 10 Grad Überstreckung, 150 Grad Beugung = 10/0/150; 10 Grad Beugung zu 150 Grad Beugung = 0/10/150). Die Streckung wird mit der des normalen Knies verglichen.

### 3. Ligamentuntersuchung

Der Lachman-Test, die gesamte anteroposteriore Translation bei 70 Grad und der mediale und laterale Gelenkspalt können manuell, instrumentell oder mittels Röntgenaufnahme unter Belastung beurteilt werden. Dabei sollte nur ein Test beurteilt werden, vorzugsweise eine „gemessene Verschiebung“. Bei der instrumentellen Untersuchung beider Knie wird eine Standardkraft von 134 N (30 lb-force) angelegt. Die Zahlenwerte für die Seitenunterschiede werden abgerundet und das entsprechende Kästchen wird angekreuzt.

Der Endpunkt wird mit dem Lachman-Test beurteilt. Der Endpunkt beeinflusst die Einstufung, wenn die Laxizität des betroffenen Knies vorne 3 bis 5 mm größer ist als die des normalen Knies. In diesem Fall führt ein weicher Endpunkt zu einem abnormen Grad anstelle eines nahezu normalen Grads.

Der hintere Durchhang bei 70 Grad wird durch einen Vergleich des Profils des betroffenen Knies mit dem des normalen Knie und durch Palpieren der medialen femorotibialen Kante geschätzt. Dieser Befund kann durch die Beobachtung bestätigt werden, daß die Kontraktion des Quadrizeps die Tibia nach vorne zieht.

Für die Außenrotationstests liegt der Patient mit auf 30 und 70 Grad gebeugten Knien auf dem Bauch. An beide Füße wird eine einheitliche äußere Drehkraft angelegt, und das Ausmaß der Außenrotation wird aufgezeichnet.

Pivot-Shift and Reverse Pivot-Shift werden mit dem Patienten in Rückenlage, einer Hüftabduktion von 10 bis 20 Grad und mit Tibia in Neutralrotation unter Verwendung der Technik nach Losee, Noyes oder Jakob durchgeführt. Die im Vergleich zum normalen Knie größte Subluxation wird festgehalten.

### 4. Kompartimentbefund

Patellofemorale Krepitation wird durch Streckung gegen geringen Widerstand hervorgerufen. Die mediale und laterale Kompartmentkrepitation wird durch Strecken des Knies aus einer gebeugten Stellung mit Belastung in Varusrichtung und folgender Belastung in Valgusrichtung (d.h. McMurray-Test) hervorgerufen. Die Einstufung erfolgt nach Intensität und Schmerz.

### 5. Transplantatentnahmemorbidität:

Auf Empfindlichkeit, Reizung oder Gefühllosigkeit an der Entnahmestelle des autologen Transplantats achten.

### 6. Röntgenbefund

Die Verschmälerung des medialen und lateralen Gelenkspalts wird durch ein bilaterales PA-Röntgenbild mit Gewichtsbelastung auf beiden Beinen und einem Beugungswinkel von 35 bis 45 Grad (Tunnelaufnahme) beurteilt. Die patellofemorale Verschmälerung wird durch eine Merchant-Aufnahme bei 45 Grad dokumentiert. Ein geringer Grad bezeichnet minimale Veränderungen (d.h. kleine Osteophyten, leichte Sklerose oder Abflachung der Femurkondyle) und nur schwach erkennbare Verschmälerung des Gelenkspalts. Bei einem mittleren Grad liegen diese Veränderungen möglicherweise vor sowie eine Verschmälerung des Gelenkspalts (z.B. ein Gelenkspalt von 2-4 mm oder eine Verschmälerung des

Gelenkspalts von bis zu 50 %). Zu den ausgeprägten Veränderungen zählen ein Gelenkspalt von weniger als 2 mm oder eine Verschmälerung des Gelenkspalts von mehr als 50 %.

7. *Funktionstest*

Der Patient wird aufgefordert, auf der betroffenen und auf der normalen Seite jeweils einmal auf einem Bein so weit wie möglich zu springen. Für jedes Bein werden drei Versuche festgehalten und die Ergebnisse werden gemittelt. Dann wird das Verhältnis von betroffenem zu normalem Knie berechnet.