

Quantitative MR-Knorpelvolumetrie mit klinischer Korrelation
nach operativer Versorgung bei vorderer Kreuzbandruptur im Verlauf

Vorgelegt von
Christian Nußbickel
aus Kempten
2008

Aus dem Institut für klinische Radiologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Vorstand: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser

Quantitative MR-Knorpelvolumetrie mit klinischer Korrelation
nach operativer Versorgung bei vorderer Kreuzbandruptur im Verlauf

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Christian Nußbickel
aus Kempten
2008

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität zu München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. M. Reiser

Mitberichterstatter: Prof. Dr. B. Heimbles
Prof. Dr. D. Gebauer

Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Christian Glaser

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 13.03.2008

1. Einleitung.....	1
2. Theoretische Grundlagen und Literaturübersicht	4
2.1. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks	4
2.2. Die Kreuzbänder	5
2.3. Folgen der vorderen Kreuzbandruptur	7
2.4. Der Gelenkknorpel	8
2.5. Mechanische Beanspruchung des Gelenkknorpels und Osteoarthrose	10
2.6. Bildgebende Verfahren.....	11
2.6.1. Konventionelles Röntgen	11
2.6.2. Magnetresonanztomographie (MRT)	12
2.6.3. 3D-MR-Chondro-Crassometrie	12
3. Konzeption der Studie und Fragestellungen	14
4. Material und Methoden.....	15
4.1. Material	15
4.2. Methoden	16
4.2.1. Quantitative Knorpelmessungen	16
4.2.2. Konventionelle Röntgenbilder	20
4.2.3. Radiologische Auswertung.....	20
4.2.4. Klinische Nachuntersuchung.....	28
5. Ergebnisse	31
5.1. Probanden.....	31
5.2. Quantitative Knorpelmessungen	31
5.2.1. Reproduzierbarkeit.....	31
5.2.2. Patella	32
5.2.3. Femur.....	34
5.2.4. Tibia	39
5.3. Radiologische Auswertung.....	44
5.3.1. WORMS-Score	44
5.3.2. Kellgren & Lawrence-Score	49
5.4. Klinische Nachuntersuchungen.....	50
5.4.1. Lysholm Score	50
5.4.2. Score der OAK.....	51
5.4.3. Tegner Aktivitätsscore.....	51
5.4.4. Arthrometer KT-1000	52

5.5. Zusammenfassung der Ergebnisse.....	52
6. Diskussion.....	54
6.1. Diskussion des Materials.....	54
6.1.1. Probanden.....	54
6.2. Diskussion der Methoden.....	54
6.2.1. Quantitative Knorpelmessung.....	54
6.2.2. Radiologische Auswertung.....	56
6.2.3. Klinische Auswertung.....	59
6.3. Diskussion der Ergebnisse.....	62
6.3.1. Quantitative Knorpelmessungen.....	62
6.3.2. Radiologische Auswertung.....	64
6.3.3. Klinische Auswertung.....	67
6.4. Resumée.....	68
7. Zusammenfassung.....	71
8. Literaturverzeichnis.....	73
9. Anhang.....	84
10. Danksagung.....	87
11. Lebenslauf.....	88

1. Einleitung

Rupturen des vorderen Kreuzbandes (VKB) werden hauptsächlich durch Sportverletzungen verursacht. Der typische Unfallmechanismus ist eine Rotation des Kniegelenks in leichter Beugung bei fixiertem Fuß, wie zum Beispiel beim Fußball. Weitere Unfallmechanismen können sein ein Flexions-Außenrotations-Valgustrauma beim Skifahren oder ein direktes Trauma, zum Beispiel bei Kontaktsportarten (Gradinger et al., 1989; Hipp et al., 1990). Die Bedeutung der vorderen Kreuzbandruptur hat aus sportmedizinischer Sicht in den letzten Jahren deutlich zugenommen. Dies hängt zum einen mit einer gesteigerten sportlichen Aktivität der Bevölkerung (Fu et al., 1999), aber auch mit neuartigen Verletzungsmechanismen zusammen. Beispielsweise ist es im Skisport im Laufe der Zeit aufgrund stabilerer und weiter nach proximal reichender Skischuhe zu einer Verschiebung des Verletzungsschwerpunktes vom Unterschenkel zum Knie gekommen.

Die Prognose der VKB-Ruptur, insbesondere im Hinblick auf die Entwicklung einer Gonarthrose, ist von vielen verschiedenen Risikofaktoren abhängig. Hervorzuheben sind hier vor allem das Aktivitätsniveau des Patienten, begleitende Meniskusverletzungen, die Stabilität des Kniegelenks sowie auch die Patientencompliance (Noyes and McGinniss, 1985). Beispielsweise konnte gezeigt werden, dass eine hohe positive Korrelation zwischen den radiologisch nachweisbaren Arthrosezeichen und der Fortführung sportlicher Aktivität nach einer VKB-Ruptur besteht (Eberhardt et al., 2000; Fink et al., 1994; Lane, 1996; Segawa et al., 2001). Ebenfalls bedeutend für die Entstehung einer posttraumatischen Gonarthrose sind Begleitverletzungen beim Kniebinnentrauma, die in der Literatur mit einer Häufigkeit von bis zu 80% angegeben werden (Andersson et al., 1989; Menke et al., 1990; Noyes et al., 1980). Hierbei ist vor allem die Meniskektomie infolge einer irreparablen Meniskusschädigung als ein erheblicher Risikofaktor für die Arthroseentstehung sowohl bei konservativ als auch bei operativ versorgten Patienten anzusehen (Jomha et al., 1999; Lane, 1996; Menke et al., 1990; Segawa et al., 2001).

Kontrovers wird in der Literatur weiterhin die Frage nach der adäquaten Behandlung einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes diskutiert (Andersson et al., 1989; Odensten et al., 1985). Faktoren, welche die Therapie des Patienten beeinflussen, sind wiederum Begleitverletzungen, der Aktivitätsgrad und die Stabilität des Kniegelenks, aber auch die persönlichen Ansprüche und das Alter des Patienten.

Die Inzidenz der Gonarthrose beim VKB-insuffizienten, konservativ versorgten Kniegelenk wird zwischen 13% und 68% nach fünf bis 20 Jahren angegeben (Ciccotti et al., 1994;Friederich and O'Brien, 1993;Kannus and Jarvinen, 1987;Menke et al., 1990;Sherman et al., 1988;Shirakura et al., 1995). Auch tierexperimentell konnte gezeigt werden, dass bereits drei Monate nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes gonarthrotische Veränderungen auftraten (Hasler et al., 1998;van Rens et al., 1986;Xue et al., 2002). Weitere Untersuchungen zeigten außerdem, dass Patienten, die sofort mit einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes versorgt wurden, eine niedrigere Arthrosetendenz aufwiesen als diejenigen, die erst nach länger bestehender chronischer VKB-Insuffizienz eine VKB-Ersatzplastik erhielten (Jomha et al., 1999;Kullmer et al., 1994). Trotzdem kann eine VKB-Ersatzplastik die Entstehung einer im Vergleich zum gesunden Knie eventuell früher auftretenden Gonarthrose nicht verhindern, sondern das Risiko dafür bestenfalls reduzieren beziehungsweise den Beginn hinauszögern (Daniel et al., 1994;Deehan et al., 2000;Jomha et al., 1999;Lohmander et al., 2004). Die Arthroseraten für Patienten mit einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes werden in der Literatur zwischen 11% und 50% nach fünf bis 16 Jahren und abhängig von Begleitverletzungen angegeben (Drogset et al., 2006;Drogset and Grontvedt, 2002;Jomha et al., 1999;Lohmander et al., 2004;Myklebust et al., 2003;Otto et al., 1998;Pinczewski et al., 2002).

Auf der anderen Seite konnten Fink et al. zeigen, dass degenerative Veränderungen im Kniegelenk möglicherweise durch eine Operation sogar induziert beziehungsweise beschleunigt werden können. Die Gruppe der operierten Patienten zeigte eine höhere Inzidenz für das Auftreten von Zeichen einer Gonarthrose (50 % nach durchschnittlich 6 Jahren), im Vergleich zu 20% bei der nicht operierten Gruppe. Jedoch war die Arthrose bei der nicht operierten Gruppe deutlich gravierender (Fink et al., 1994). Einigkeit unter den Autoren besteht aber weitgehend darin, dass ein Meniskusschaden die Inzidenz einer Osteoarthrose im Kniegelenk erheblich erhöht (Fink et al., 1994;Friederich and O'Brien, 1993;Lynch and Henning, 1988;Lynch et al., 1983)

Die Diagnose der Arthrose wird heutzutage im klinischen Alltag meist anhand der Folge- beziehungsweise Spätzeichen der arthrotischen Veränderung Schmerz und Funktionseinschränkung gestellt. Standardröntgenaufnahmen des betroffenen Gelenks in mindestens zwei Ebenen sichern die Diagnose und schließen andere mögliche Erkrankungen weitgehend aus (Zacher and Gursche, 2001). Für die Analyse der typischen radiologischen Arthrosezeichen wie Gelenkspaltverschmälerung, sub-

chondrale Sklerosierung, subchondrale Zysten und osteophytäre Reaktionen wurden verschiedenste Klassifikationskriterien und Vergleichsmöglichkeiten mit Standardreferenzen geschaffen, um eine Stadieneinteilung vornehmen zu können (Altman et al., 1995;Kellgren, 1963;Murphy, Jr. and Altman, 1995;Resnick and Niwayama, 1995).

Entscheidend für die optimale Behandlung, respektive sogar Prävention der Arthrose, wird in Zukunft immer mehr die Frühdiagnose sein. Hierfür ist die (in diesem Zusammenhang momentan hauptsächlich noch auf die Wissenschaft beschränkte) Methode der Kernspintomographie (Magnetresonanztomographie, MRT) als ein hochsensitives, nicht invasives Verfahren zur Darstellung schon kleinster Veränderungen am arthrotischen Gelenkknorpel sehr gut geeignet (Zacher and Gursche, 2001). Insbesondere die Verwendung spezieller Sequenzen ermöglicht eine exakte und kontrastreiche Darstellung des Knorpels (Eckstein et al., 1995e;Glaser et al., 2001).

Auf dieser Basis lässt sich mit dem Verfahren der 3D-MR-Chondro-Crassometrie eine exakte dreidimensionale Bestimmung und Darstellung der quantitativen Verteilung des Knorpelgewebes ermitteln (Eckstein et al., 1995d;Eckstein et al., 1996a;Eckstein et al., 1996c;Eckstein et al., 1997;Eckstein et al., 1998c;Eckstein et al., 2001;Eckstein and Glaser, 2004;Lösch et al., 1995). Somit ist es prinzipiell möglich, eine Quantifizierung des Knorpelverlustes, wie er bei der Osteoarthrose vorkommt, anhand des Knorpelvolumens sowie der Knorpeldicke zu bestimmen (Bongers et al., 1988;Burgkart et al., 2001;Eckstein and Glaser, 2004;Hyhlik-Durr et al., 1999).

Der Unversehrtheit des Gelenkknorpels wird große Bedeutung im Hinblick auf eine normale Gelenkfunktion und somit der Zufriedenheit des Patienten zugeschrieben (Eckstein and Glaser, 2004). Eine Studie von Link hat kürzlich gezeigt, dass bei Patienten mit Osteoarthrose nur der Grad der Knorpelzerstörung in direkte Verbindung mit klinischen Symptomen, wie zum Beispiel Schmerz und Bewegungseinschränkung gebracht werden konnte (Link et al., 2003).

Ziel der vorliegenden Studie war es daher, basierend auf der quantitativen MRT, die Morphologie des Kniegelenkknorpels bei Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik über einen Zeitraum von fast vier Jahren hinweg zu verfolgen. Ergänzt wurde diese Fragestellung durch die klinisch-qualitative radiologische Auswertung der MRT- und Röntgenbilder sowie der klinischen Nachuntersuchungen der Patienten im Hinblick auf die am besten geeignete Methode und eine erkennbare Korrelation der Ergebnisse.

2. Theoretische Grundlagen und Literaturübersicht

2.1. Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks

Das Kniegelenk (*Articulatio genus*) ist das größte diarthrotische Gelenk im menschlichen Körper und wird als Dreh-Scharniergelenk (*Trochoginglymus*) bezeichnet. Es besteht aus dem Femorotibialgelenk (*Articulatio femorotibialis*) und dem Femoropatellargelenk (*Articulatio femoropatellaris*). Das Kniegelenk, als knöchern nicht gesichertes Gelenk, kann als Kompromiss der Evolution angesehen werden, wird es doch gleichzeitig hohen Ansprüchen von Stabilität, aber auch Mobilität gerecht. Genauer betrachtet zeigt sich das Kniegelenk als weitgehend optimierte Getriebekonstruktion, die sowohl eine große Bewegungsfreiheit erlaubt als auch hohe dynamische Kräfte aufzunehmen vermag (Putz, 1995).

Die Kontrolle der Bewegungen erfolgt durch Muskelkräfte und dem aus Kreuz- und Seitenbändern bestehenden Bandapparat (Muller, 1988).

Im Femorotibialgelenk artikuliert der Oberschenkelknochen (Femur) mit dem Schienbein (Tibia). Es ist ein bikondyläres Gelenk, bestehend aus den Femurkondylen und den beiden Gelenkfacetten der Tibia (Tibiakondylen). Die deutliche Inkongruenz zwischen den runden, walzenförmigen Femurkondylen und den leicht konkaven Gelenkpfannen des Tibiaplateaus wird durch die beiden aus Faserknorpel bestehenden Menisken (*Meniscus lateralis* und *Meniscus medialis*), die sich keilförmig in den Spalt zwischen Femur und Tibia schieben, weitgehend ausgeglichen. Im Femoropatellargelenk artikulieren die *Facies patellaris* des Femurs mit der *Facies articularis* der Patella. Das Femorotibial- und das Femoropatellargelenk bilden somit morphologisch und funktionell eine Einheit. Die Bewegungen beider Gelenkanteile sind kinematisch miteinander gekoppelt, jedoch erfolgt die Belastung beider Gelenkanteile durch unterschiedliche Kräfte (Hunziker and Stäubli, 1990; Maquet P, 1984; Putz, 1995).



Abbildung 2-1: MRT des Kniegelenks in sagittaler Schnittführung

Die Flexion des Kniegelenks stellt eine kombinierte Abroll- Gleitbewegung dar. Die Femurkondylen gleiten bei der Beugung bis ca. 25° nach dorsal ab und erreichen dabei schon sehr bald das dorsale Ende des Tibiaplateaus. Die weitere Beugung wird somit nur noch durch ein Drehen der Kondylen auf der Stelle mit nur geringen Vor- und Rückgleitbewegungen erreicht (Muller, 1988).

Das Femorotibialgelenk wird beim Stand auf einem gestreckten Bein durch eine Gelenkresultierende belastet, die sich aus der Vektorsumme des Körpergewichts, (vermindert um das Gewicht von Unterschenkel und Fuß des Standbeins) und der zur Erhaltung des Gleichgewichts notwendigen Kraft des Tractus iliotibialis zusammensetzt. Die Belastung des Tibiaplateaus beim Stand auf einem Bein wird etwa auf das Doppelte des Körpergewichts geschätzt (Maquet et al., 1976). Normalerweise wird jedes Femorotibialgelenk zentrisch durch die Gelenkresultierende belastet, so dass beide Facetten des Tibiaplateaus und die Femurkondylen eine gleich große Belastung erfahren (Maquet P, 1984).

2.2. Die Kreuzbänder

Die zentral gelegenen Kreuzbänder (Ligamentum cruciatum anterius und posterius) sind die wesentlichen Führungselemente des Femorotibialgelenks. Das vordere Kreuzband entspringt am hinteren Anteil der lateralen Seitenwand der Fossa intercondylaris und setzt, eine leichte Außenrotation beschreibend (Haus and Refior, 1988), im medialen vorderen Anteil der Area intercondylaris an. Das hintere Kreuzband entspringt in der Tiefe der medialen Seite der Fossa intercondylaris und setzt im hinteren Anteil der Area intercondylaris an (Putz, 1995). Beide Kreuzbänder befinden sich hinter einem gemeinsamen Synovialüberzug und verlaufen daher trotz ihrer intraartikulären Lage extrasynovial (Haus and Refior, 1988; Hunziker and Stäubli, 1990)

Die Kreuzbänder sind die primären passiven Stabilisatoren des Kniegelenks. Ihre Hauptfunktion ist die Steuerung der relativen Gelenkposition von Femur



Abbildung 2-2: Das vordere Kreuzband in Extensionsstellung. Das Band stellt sich breit und flach dar (Girgis et al., 1975)

und Tibia. Das vordere Kreuzband bewirkt eine Stabilisierung der Tibia nach vorne (Hunziker and Stäubli, 1990) und wirkt einer Außenrotation (in Flexion und Extension) sowie einer Innenrotation (hauptsächlich in Flexion) entgegen (Girgis et al., 1975). Funktionell sind die beiden Bänder in verschiedene Faserbündel unterteilbar, die bei Bewegung isoliert oder kombiniert unter Spannung geraten (Haus and Refior, 1988). Daraus resultiert eine ständige Spannung der Bänder während der Bewegung.

Abbildung 2-3: Das Knie in flektierter Position. Nur der anteriomediale Teil des vorderen Kreuzbandes ist gespannt, während der größte Teil des Bandes entspannt ist (Girgis et al., 1975).



Bei der bereits beschriebenen Abroll- Gleitbewegung können die Kreuzbänder im Modell funktionell als überschlagene Viereckkette („crossed four-bar linkage“) dargestellt werden (Hunziker and Stäubli, 1990; Müller, 1988).

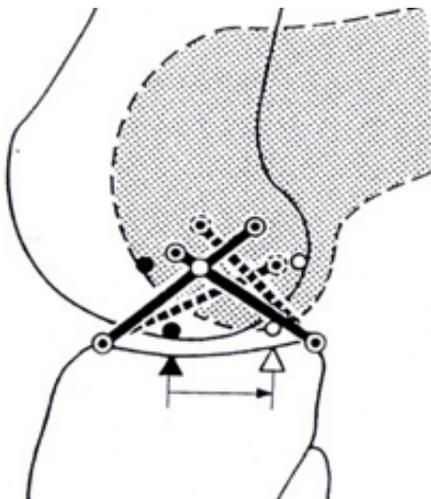


Abbildung 2-4: Viereckkette: Vorderes und hinteres Kreuzband werden als starre Stangen dargestellt, die über Gelenkpunkte mit Femur und Tibia verbunden sind. In jedem Flexionsstand befindet sich der momentane Drehpunkt im Schnittpunkt der beiden Kreuzbänder. Durch die von den Kreuzbändern ausgeübte Bewegungsführung rollt das Femur bei zunehmender Flexion gegenüber der Tibia in posteriore Richtung (Müller, 1982).

Das vordere Kreuzband ist ein vitales, biologisch reagibles, komplexes Gewebe. Zwischen den Kollagenfaszikeln befindet sich gefäß- und nervenführendes Bindegewebe, das für die Ernährung und die biologische Kommunikation der Bandfibrozyten mit dem interfazikulärem Bindegewebe zuständig ist (Haus and Refior, 1988). Die Nervenendigungen des vorderen Kreuzbandes entsprechen den charakteristischen Nervenendigungen für Gelenkkapseln. Das vordere Kreuzband verfügt somit neben

seiner durch die kollagene Struktur bedingten stabilisierenden Funktion auch über propriozeptive Eigenschaften (Haus et al., 1992). Grüber wies weiterhin an den Insertionen Mechanorezeptoren nach. So führt mechanische Reizung zu einer muskulären Antwort im Oberschenkel (Gruber et al., 1986).

2.3. Folgen der vorderen Kreuzbandruptur

Das vordere Kreuzband ist die am häufigsten verletzte ligamentäre Struktur des Kniegelenks (Cook et al., 1989; Gradinger et al., 1989). Die Binnenverletzung des Kniegelenks mit Ruptur eines oder beider Kreuzbänder führt neben entzündlichen und neurophysiologischen auch zu biomechanischen Veränderungen der Gelenkfunktion (Friederich 1993).

Es kommt zu einer Desintegration der Roll-Gleitbewegung, so dass die Femurkondylen auf dem Tibiaplateau zu weit nach dorsal abrollen. Dies hat eine vermehrte Belastung der Menisken, vor allem der Meniskus-Hinterhörner zur Folge (Müller 1988).

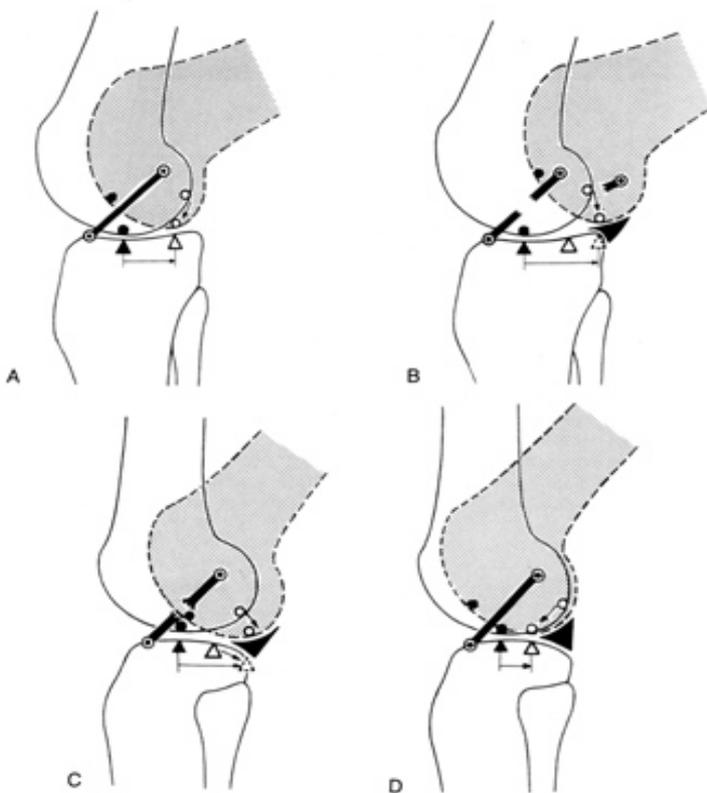


Abbildung 2-5: Desintegration der Roll- Gleitbewegung durch Ruptur des vorderen Kreuzbandes. A: intaktes vorderes Kreuzband. B: Durch Ruptur des vorderen Kreuzbandes kommt es zum Überschiesßen der Rollbewegung mit pathologischer Rückverlagerung des Femurauflagepunktes. C - D: Bei Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes rollt das Femur über die dorsale Hälfte des Tibiaplateaus hinunter. Dieses Phänomen liegt auch dem „pivot shift“ zugrunde (Müller 1982).

Eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes führt auch zu einer Unterbrechung der bereits erwähnten propriozeptiven Funktionen. Außerdem kommt es zu einer Freisetzung von Entzündungsmediatoren, die im weiteren Verlauf den Knorpel und die Menischi schädigen beziehungsweise deren Erholung negativ beeinflussen (Friederich 1993, Cotta 1979).

2.4. Der Gelenkknorpel

Elastizität, Dauerhaftigkeit, Lastenverteilungsvermögen und das reibungsfreie Gleiten mit seinem Gegenüber gelten als die wichtigsten funktionellen Eigenschaften des Gelenkknorpels (Ateshian and Wang, 1997; Eckstein et al., 1996b; Hunziker, 1990; Mow et al., 1984a; Mow et al., 1993).

Der hyaline Knorpel besteht aus Knorpelzellen (Chondrozyten) und der extrazellulären Matrix. Die Chondrozyten machen nur ca. 1 % des gesamten Knorpelvolumens aus. Sie sind von extrazellulärer Matrix umgeben weitläufig im Knorpelgewebe verteilt, ohne dabei Zell-zu-Zell Kontakte zu knüpfen (Eckstein et al., 1996b; Huber et al., 2000; Hunziker, 1990). Ihre Ernährung erfolgt durch Diffusion und anschließend anaerober Metabolisierung. Chondrozyten können als die Organisatoren des Knorpels angesehen werden. Sie synthetisieren Kollagene, Proteoglykane und nicht-kollagene Proteine und bauen diese in das hoch organisierte Netzwerk des Knorpelgewebes ein (Muir, 1995). Chondrozyten können sich im Knorpelgewebe des erwachsenen Menschen nicht mehr teilen (Buckwalter and Mankin, 1998b).

Die extrazelluläre Matrix besteht aus der Gewebeflüssigkeit und einem Netzwerk aus Makromolekülen. 80 % der Gewebeflüssigkeit besteht aus Wasser. Weitere Bestandteile sind hauptsächlich Ionen und kleine Proteine. Die Makromoleküle setzen sich im Wesentlichen aus Kollagenen, Proteoglykanen und nicht-kollagenen Proteinen zusammen. Diese sind für Form, Festigkeit und Widerstandsfähigkeit des Knorpelgewebes verantwortlich. Die Matrix schützt die Chondrozyten vor Verletzung und bestimmt Art und Konzentration der Moleküle, die die Zellen erreichen (Buckwalter and Mankin, 1998b; Eckstein et al., 1996b; Hunziker, 1990; Poole et al., 1984).

Das im Gelenkknorpel überwiegend vorkommende Kollagenmolekül ist das Kollagen II. Drei Polypeptidketten bilden eine Kollagenhelix, welche wiederum zu Fibrillen polymerisiert ist. Die kovalente Vernetzung der Kollagenhelices untereinander sowie innerhalb der Fibrillen führt zu einer hohen Resistenz gegenüber Zugbelastungen. Weiterhin kommen im Gelenkknorpel Kollagene vom Typ IX und XI vor. Diese haben hauptsächlich stabilisierende Eigenschaften. Zwischen den Kollagenmolekülen und den Proteoglykanen scheinen keine kovalenten Bindungen, sondern nur elektrostatische Anziehungskräfte zu bestehen (Eyre et al., 1991; Hunziker, 1990; Mandler et al., 1989; Schmidt et al., 1990).

Proteoglykane sind Riesenmoleküle mit Molekulargewichten von mehreren Millionen Dalton. Sie bestehen aus einem zentralen Proteinfaden (Kernprotein), an den sehr

viele lange Glykosaminoglykanketten (vorwiegend Chondroitin- und Keratansulfate) kovalent gebunden sind. Damit erhält das Proteoglykanmolekül eine sehr hohe Anzahl an fixen negativ geladenen (ionisierten) Gruppen. Die Glykosaminoglykanketten stehen radiär vom Kernprotein ab, wodurch das Proteoglykanmolekül eine Flaschenbürstenform erhält. Das N-terminale Ende des Kernproteins weist eine Bindungsstelle für Hyaluronsäure auf. Im Knorpel binden sich die Proteoglykanmoleküle an Hyaluronsäurefäden und bilden dadurch riesige Molekülverbände, so genannte Proteoglykanaggregate. Diese Proteoglykanaggregate zeigen wegen ihren zahlreichen ionisierten Gruppen eine außerordentlich hohe Wasserbindungsfähigkeit. In einer rein wässrigen Lösung würde dies zum Beispiel dazu führen, dass ihr Volumen um das 6- bis 8fache zunähme. Im Knorpel liegen die Proteoglykanaggregate jedoch in einem Netz aus feinen und sehr dichten Kollagenfibrillen. Dies führt durch den ständigen Ruhedruck (Quellungsdruck) zu einer dauerhaften Spannung der Kollagenfibrillen und somit zu den besonderen Eigenschaften des Gelenkknorpels. Der Ruhedruck ist mit Werten von 0,2 bis 0,3 MPa sehr hoch (Andersson et al., 1989; Bayliss et al., 1983; Eckstein et al., 1996b; Maroudas, 1976; Muir, 1970; Muir, 1983).

Druckbelastungen auf den Knorpel führen zu einem reversiblen Auspressen von Wasser aus der Matrix, wodurch es zu erheblichen Reibungswiderständen kommt (Mow et al., 1984b). Mit zunehmenden Wasserverlusten steigt die Widerstandsfähigkeit des Knorpels gegenüber weiterer Kompression an, was unter anderem an der zunehmenden elektrischen Abstoßung der frei werdenden negativ geladenen Glykosaminoglykane liegt (Buckwalter and Mankin, 1998b; Hunziker, 1990; Maroudas, 1976).

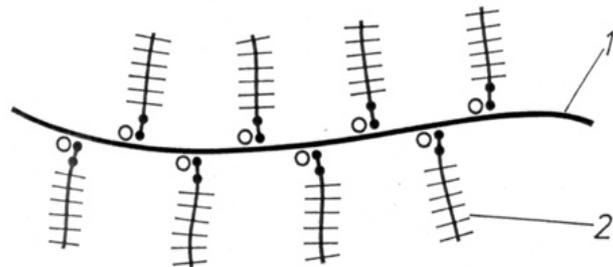


Abbildung 2-6: Schematische Darstellung eines Proteoglykanaggregates. Zahlreiche Proteoglykanmonomere (2) binden sich mit ihrem N-terminalen Enden an einen Hyaluronsäurefaden (1). Diese Bindungen werden stabilisiert durch Linkproteine (Kreise) (Hunziker, 1990).

Die Chondrozyten und die Kollagenmoleküle sind im Knorpel in Abhängigkeit von Ihrem Abstand von der Knorpeloberfläche in spezifischen Zonen angeordnet, so dass im nicht-kalzifizierten Knorpel drei Zonen, die Tangential-, die Transitional- und die Radiärzone, unterschieden werden können (Huber et al., 2000; Hunziker, 1990). In der oberflächlichen Zone sind die Kollagenfibrillen parallel zur Knorpeloberfläche

angeordnet (Minns and Steven, 1977). In dieser Zone ist der Kollagengehalt am höchsten und die Fibrillen besitzen eine Vorzugsrichtung (Muir, 1970). Die oberflächliche Schicht des Gelenkknorpels kann auch als Schutzhaut angesehen werden (Huber et al., 2000). In der mittleren Transitionalzone findet sich keine Vorzugsrichtung der Fibrillen. In der so genannten Radiärzone strahlen die Kollagenfibrillen annähernd senkrecht in die unterste Schicht, die kalzifizierte Zone, ein (Buckwalter and Mankin, 1998b).

2.5. Mechanische Beanspruchung des Gelenkknorpels und Osteoarthrose

Es wird angenommen, dass der Gelenkknorpel ebenso wie der Knochen die Fähigkeit besitzt, sich an die jeweils auf ihn einwirkenden mechanischen Bedingungen anzupassen (Eckstein et al., 1996b). Es konnte gezeigt werden, dass ein direkter Zusammenhang zwischen der Knorpeldicke und der lokalen Belastung des Knorpels vorherrscht (Carter, 1987; Wong and Carter, 1990). Die durch dynamische Belastung verursachten Flüssigkeits- und Elektrolytbewegungen („streaming potentials“) innerhalb des Knorpels sind anscheinend direkt an der Regulation der Matrixsynthese des Gelenkknorpels beteiligt (Kim et al., 1995).

So führt eine längere Immobilisation eines Gelenks ebenso wie eine rein statische Belastung zu einem Überwiegen des Knorpelabbaus. Intermittierende, dynamische Belastungen hingegen steigern die Syntheseleistung der Zellen (Buschmann et al., 1996; Kim et al., 1995; Sah et al., 1989; Smith et al., 1996).

Trotzdem sind viele Faktoren, insbesondere die Beteiligung metabolischer, vaskulärer, hormoneller und entzündlicher Prozesse, die bis hin zur Degeneration des Gelenkknorpels und somit zur Osteoarthrose führen, weiterhin unklar (Buckwalter and Mankin, 1998a; Hart and Spector, 1995). Ebenso ist bisher unbekannt, welche Strukturen in welcher Reihenfolge von einer Osteoarthrose betroffen sind (Eckstein et al., 1996b).

Die herkömmliche Einteilung der Osteoarthrose in primäre und sekundäre Ursachen kann heute nicht mehr als einzige korrekte Erklärung akzeptiert werden. Untersuchungen zeigen, dass Patienten mit primärer Osteoarthrose zusätzlich gelenkspezifische, aber auch individuelle Eigenschaften aufweisen, die zu sekundärer Arthrose führen (Resnick and Niwayama, 1995). Mitchell und Cruess schlugen deshalb eine neue Einteilung der Osteoarthrose vor. Ihrer Meinung nach kann die Ursache dege-

nerativer Gelenkerkrankungen einerseits eine zu starke Belastung eines normalen Gelenkknorpels oder andererseits eine normale Belastung auf eine bereits vorgeschädigte Knorpelmatrix sein (Mitchell and Cruess, 1977). Weiterhin wird die Meinung vertreten, dass die Osteoarthrose nicht als selbständige Krankheit, sondern als Kombination aus verschiedenen Veränderungen und Krankheitsprozessen angesehen werden muss (Buckwalter, 1995; Buckwalter and Mankin, 1998a; Hart and Spector, 1995; Watt, 2000). Peterfy et al. beschreiben die Osteoarthrose als ein Organversagen, bei welchem ein Schaden an einer Gelenkkomponente zu weiteren Schäden im Gelenk und so schließlich zu einem vollständigen Gelenkversagen führt (Peterfy et al., 2004).

Die Knorpelzerstörung auf histologischer Ebene wird in drei Stadien eingeteilt (Bayliss, 1992):

1. Gesteigerter Matrixumsatz, kein Nettoverlust der Matrixkomponenten
2. Gesteigerter Matrixumsatz mit Nettoverlust (vor allem Proteoglykane)
3. Mechanische Schädigung des Kollagenetzwerkes

Bekannte Risikofaktoren für die Entstehung einer Osteoarthrose insbesondere des Kniegelenks sind unter anderem fortgeschrittenes Alter, Übergewicht, traumatische Knorpelschäden, Gelenkinstabilität sowie genetische Faktoren (Boegard and Jonsen, 1999; Buckwalter and Mankin, 1998a; Cicuttini and Spector, 1996; Felson, 1996; Roos et al., 1995).

2.6. Bildgebende Verfahren

2.6.1. Konventionelles Röntgen

Die Informationen des Röntgenbildes entstehen durch Schwächung des Röntgenstrahls aufgrund von Dichteunterschieden während der Passage durch das Gewebe. Der Kontrast kann hierbei durch die Variation der Strahlungshärte verändert werden. Als Standarduntersuchung gibt die Röntgenaufnahme des Kniegelenks in zwei Ebenen Auskunft über den Zustand des Gelenks, knöchernen Verletzungen, knöchernen Bandausrisse und pathologische Ossifikationen (Reiser et al., 2003). Gerade bei der Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur können die häufig bestehenden kniegeleknahen knöchernen Begleitverletzungen bereits mit dem konventionellen Röntgen erkannt werden (Stallenberg et al., 1993).

Zur postoperativen Kontrolluntersuchung nach Rekonstruktion des vorderen Kreuzbandes wird standardmäßig die konventionelle Röntgenuntersuchung als einfache

und leicht verfügbare radiologische Untersuchungsmethode mit hoher Ortsauflösung verwendet (Bongers et al., 1988).

Übersichtsaufnahmen geben Auskunft über Knochenkanäle, Implantate, stenosierende Osteophyten, höhergradige degenerative Veränderungen und die Position der Patella (Reiser et al., 2003).

In Bezug auf die Osteoarthritis ist es möglich, mit Hilfe des konventionellen Röntgenbildes die wichtigsten knöchernen Veränderungen darzustellen: Osteophyten, eine subchondrale Sklerose und Zysten. Die Knorpeldestruktion kann anhand der Gelenkspaltverschmälerung abschätzen werden. (Vignon et al., 1999).

Allerdings erlaubt das konventionelle Röntgenbild keine sichere Beurteilung von nicht-knöchernen Strukturen wie Knochenmark, Menisci, Bänder, Sehnen, Synovialflüssigkeit und Knorpel (Peterfy et al., 2004). Es können durch die Bestimmung der Gelenkspaltenweite keine sicheren Rückschlüsse auf die Beschaffenheit der Knorpeloberfläche sowie die Knorpeldicke und das Knorpelvolumen gezogen werden (Fife et al., 1991; Hayes and Conway, 1992). Außerdem ist es nicht möglich zwischen femoralem und tibialen Knorpelverlust zu unterscheiden. Um aussagekräftige Daten zu gewinnen, muss die Stellung des Kniegelenks in Durchleuchtung kontrolliert werden, da schon kleinste Stellungsänderungen gegenüber der Filmebene zu Fehlmessungen sowohl im Femorotibial- als auch im Patellofemoralgelenk führen (Buckland-Wright, 1995; Buckland-Wright et al., 1995).

2.6.2. Magnetresonanztomographie (MRT)

Die Kernspin- oder Magnetresonanztomographie (MRT) ist derzeit das sensitivste, spezifischste und genaueste nicht-invasive diagnostische Verfahren zur Abklärung pathologischer Prozesse im Kniegelenk und hat sich mittlerweile als Standardmethode insbesondere bei der Abklärung von Kapselband- und Meniskusläsionen etabliert (Burgkart et al., 1995; Glashow et al., 1989; Kramer et al., 1995; Spindler et al., 1993; Stabler et al., 2000; Vellet et al., 1989). Nach heutigem Wissensstand ist unter Berücksichtigung der Kontraindikationen nicht mit einem Gesundheitsrisiko durch die MRT Untersuchung zu rechnen (Burgkart et al., 1995; Herzog, 1993; Hutton and Venart, 1995; Shellock and Kanal, 1991).

2.6.3. 3D-MR-Chondro-Crassometrie

Die 3D-MR-Chondro-Crassometrie ist eine Methode zur nicht invasiven, teilautomatisierten, dreidimensionalen Erfassung der Knorpelmorphologie mittels der Magnetre-

sonanztomographie. Anhand von MR-Bilddatensätzen kann eine Bestimmung und Darstellung der quantitativen Verteilung insbesondere von Knorpeldicke und –volumen unabhängig von der primären Schichtführung erfolgen (Eckstein et al., 1995c; Eckstein et al., 1995e; Eckstein et al., 1995a; Eckstein et al., 1996a; Eckstein et al., 1996c; Eckstein et al., 1997; Eckstein et al., 1998a; Eckstein et al., 1998c; Eckstein and Glaser, 2004; Löscher et al., 1995).

Es konnte gezeigt werden, dass man mit der Methode der 3D-MR-Chondrocrassometrie akkurate und reproduzierbare Informationen über das Knorpelvolumen sowie die Knorpeldicke gewinnen kann (Eckstein et al., 1998a; Eckstein and Glaser, 2004; Stammberger et al., 1999a)

Klinische Bedeutung erlangt diese Methode insbesondere im Hinblick auf die Verlaufsbeobachtung bei pathologischen Prozessen im Kniegelenk, wie zum Beispiel der Osteoarthrose. Eine präzise Knorpelvolumenbestimmung ist auch bei mäßigen bis schweren degenerativen Veränderungen möglich, bei denen ein Knorpelverlust von über 50% im Vergleich zu jungen gesunden Probanden aufgezeigt werden konnte (Burgkart et al., 2001; Hyhlik-Durr et al., 1999). Weiterhin ist es möglich, physiologische Knorpelvolumen- und Dickenveränderungen in vivo nach mechanischer Belastung zu quantifizieren (Eckstein et al., 1998b; Eckstein et al., 1998c; Tieschky et al., 1997).

3. Konzeption der Studie und Fragestellungen

In der vorliegenden Studie wurden das Volumen und die mittlere Dicke des Kniegelenkknorpels, die Knorpel-Knochengrenze (KKG) sowie das Verhältnis von Volumen zur Knorpel-Knochengrenze (KKG) als Ausdruck des „relativen“ Volumens für die jeweiligen, mit Knorpel überzogenen, Kompartimente des Kniegelenks ermittelt: Patella, mediales und laterales Femur und mediales und laterales Tibiaplateau.

Die aus den akquirierten Daten gewonnenen quantitativen Veränderungen im Verlauf dreier verschiedener Aufnahmen vor und nach VKB Ruptur über einen Zeitraum von annähernd 4 Jahren (44,5 Monate) wurden anschließend miteinander verglichen.

Außerdem wurden die gewonnenen MRT-Daten und konventionellen Röntgenbilder anhand verschiedener radiologischer Scores auf Zeichen degenerativer Veränderungen hin analysiert und es erfolgte eine abschließende klinische Untersuchung des betroffenen Kniegelenks, um festzustellen, inwiefern ein eventueller Knorpelverlust mit radiologischen Arthroscores und klinischen Untersuchungsergebnissen korreliert.

Wir untersuchten folgende Fragestellungen:

1. Treten nach annähernd vier Jahren bereits quantitative (Volumen- und/oder Dickenveränderungen) und/oder qualitative (Osteophyten, Gelenkspaltverschmälerung, etc.) Zeichen einer Osteoarthrose im Kniegelenk bei Zustand nach VKB-Ersatzplastik auf?
2. Besteht eine Korrelation zwischen den magnetresonanztomographischen Befunden, dem konventionellen Röntgen und dem klinischen Erscheinungsbild?

4. Material und Methoden

4.1. Material

Es wurden die Kniegelenke von 3 weiblichen (Alter: 38 ± 14 Jahre) und 8 männlichen (Alter: $33.9 \pm 9,9$ Jahre) Patienten mit einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes, nach Ruptur vor durchschnittlich 48 Monaten ($1473,5 \pm 175,6$ Tage), untersucht. Tabelle 4-1 zeigt die Durchschnittswerte und Standardabweichungen für Alter, Gewicht, Größe und Body Mass Index (BMI).

Geschlecht	Fallzahl	Alter (Jahre)	Gewicht (Kg)	Größe (m)	BMI
weiblich	3	38 ± 14	$78 \pm 19,5$	$1,65 \pm 0,01$	$28,6 \pm 7,26$
männlich	8	$33.9 \pm 9,9$	$85,3 \pm 10,8$	$1,77 \pm 0,09$	$30 \pm 6,3$

Tabelle 4-1: Patientengruppen und morphologische Variablen (Mittelwerte und Standardabweichungen)

Alle Patienten erlitten die Ruptur des vorderen Kreuzbandes aufgrund von Sportverletzungen - am häufigsten beim alpinen Skisport.

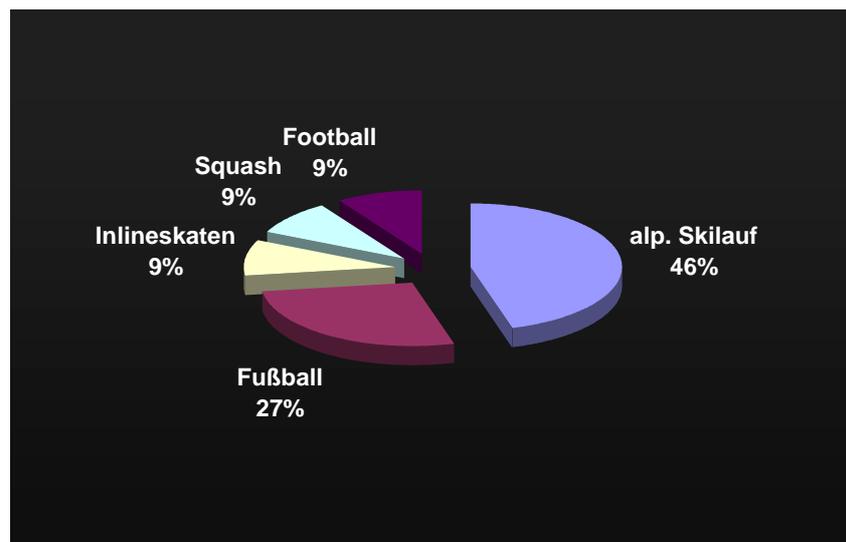


Diagramm 4-1: Verletzungsursachen

Die Patienten wurden alle im Universitätsklinikum Großhadern von demselben Operateur operiert.

4.2. Methoden

Die Patienten nahmen freiwillig an den Messungen teil und wurden zuvor mündlich und schriftlich aufgeklärt. Vor der dritten und letzten kernspintomographischen Datenerhebung wurden alle Patienten ca. 30 Minuten lang im Rahmen der klinisch-orthopädischen Sprechstunde nach dem postoperativen Verlauf und der aktuellen Symptomatik befragt. Außerdem fertigten wir eine konventionelle Röntgenaufnahme des betroffenen Kniegelenks in zwei Ebenen an und es erfolgte eine vollständige klinische Untersuchung beider Kniegelenke durch einen erfahrenen Orthopäden.

4.2.1. Quantitative Knorpelmessungen

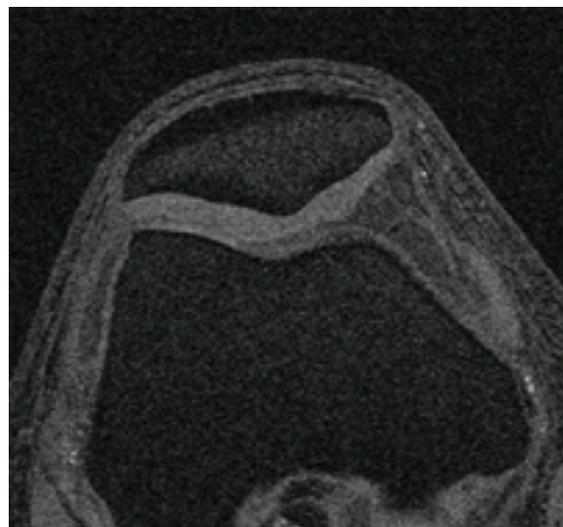
4.2.1.1 Datenakquisition mit der MRT

Die Datenakquisition erfolgte an einem 1,5 Tesla Magnetresonanztomographen (Magnetom Vision, Siemens, Erlangen) am Institut für klinische Radiologie im Universitätsklinikum Großhadern. Es wurde eine konventionelle zirkulär polarisierende Extremitätenspule verwendet. Die Patienten ruhten vor der Datenakquisition eine Stunde, um Einflüsse durch körperliche Belastung direkt vor der kernspintomographischen Untersuchung zu eliminieren (Eckstein et al., 1998b). Die Messungen erfolgten in Rückenlage. Das zu untersuchende Kniegelenk wurde dabei in einer leichten Flexionsstellung von ca. 15° in der Extremitätenspule gelagert. Die Daten wurden zum einen sofort im radiologischen Archiv des Klinikums Großhadern und gleichzeitig noch auf einer magnet-optischen Platte (MOD) gesichert.

4.2.1.2 Sequenz

Zur optimalen Darstellung des Kniegelenkknorpels wurde eine hochauflösende, fett-unterdrückte T1-gewichtete FLASH („Fast Low Angle Shot“) 3D-Sequenz mit selektiver Wasseranregung verwendet (Repetitionszeit (TR) = 17,2 ms, Echozeit (TE) = 6,6 ms, Flipwinkel (FA) = 20 Grad).

Abbildung 4-1: Transversale Schnittführung durch Patella und Femur mit einer FLASH-3D Sequenz mit selektiver Wasseranregung. Knorpel erscheint hyperintens, Knochen hypointens.



Durch das Wegfallen des Vorpulses zur Fettunterdrückung konnte bei dieser Sequenz die Repetitionszeit (TR) im Vergleich zu einer herkömmlichen Gradientenechosequenz (TR = 45 ms, TE = 11 ms, FA = 30°, Akquisitionszeit 15 min, Auflösung 0,31 x 0,31 x 2,0 mm³) deutlich verringert werden, wodurch sich die Akquisitionszeit erheblich reduzierte (Cohen et al., 1999; Eckstein et al., 1996a; Eckstein et al., 1997; Eckstein et al., 1998a; Glaser et al., 2001; Graichen et al., 2000; Peterfy et al., 1994a; Sittek et al., 1996).

Für die spezifischen Knorpelsequenzen (FLASH-3D) wurden axiale und koronare Aufnahmen mit einer Schichtdicke von 1,5 mm mit einer Auflösung von 0,31 mm x 0,31 mm (Bildfeld = 160 mm, Matrix = 512 x 512 Pixel) gewählt. Zur klinisch-radiologischen Beurteilung fertigten wir moderat T2-w FS TSE-Sequenzen (TR 3000/TE 45, 0,3x0,6x3 mm³) in drei Ebenen und koronare und sagittale Standard-T1-w-SE-Sequenzen an.



Abbildung 4-2: Koronarer Schnitt durch ein Kniegelenk mit einer FLASH-3D Sequenz mit selektiver Wasseranregung. Knorpel erscheint hyperintensiv, Knochen hypointensiv.

4.2.1.3 Digitale Auswertung und Reproduzierbarkeit

Die MRT-Bilder wurden auf einen Graphikrechner transferiert, dort in ein Spezialformat konvertiert, um dann mit der hauseigenen Bildbearbeitungssoftware „Medvis“ bearbeitet werden zu können. Dieses Programm ermöglicht eine exakte Quantifizierung der Morphologie der einzelnen Knorpelplatten anhand der durch die MRT gewonnenen Bilddaten. Dies bedeutet, dass einzelne Bildpunkte (Voxel) jeweils einer anatomischen Struktur zugeordnet werden. Dieser, als „Segmentierung“ bezeichnete Bearbeitungsschritt, wurde unter visueller Kontrolle mit Hilfe eines „B-spline Snake“-Algorithmus semiautomatisch durchgeführt. Der Algorithmus basiert auf dem Zusammenspiel von „Bildkräften“ (Grauwertinformationen des MRT Bildes) und „Modellkräften“, die den Algorithmus in Gebieten mit relativ geringem Kontrast unterstützen (Stammberger et al., 1999b). Zusätzlich ist die B-Spline-Kurve über eine euklidische Abstandsmessung an die Segmentierung des vorangegangenen Schichtbildes

gekoppelt, da von einer zur nächsten Schicht nur geringe Formveränderungen des Knorpels zu erwarten sind (Stammberger et al., 1999b).

Zu Beginn markiert der Benutzer manuell die Kontur der Knorpel-Knochengrenze sowie die Knorpeloberfläche in einem Schichtbild. Diese initiale Markierung wird dann als B-spline-Kurve parametrisiert und automatisch durch einen hierarchischen Filterungsprozess stufenweise an die zu segmentierenden Kanten der Knorpel-Knochengrenze und Gelenkfläche herangezogen. Die endgültige Kontur wird in das nächste Bild transferiert und dient dort als Ausgangspunkt für die folgende Segmentierung. Eine manuelle Korrektur des Ergebnisses war, falls dies nötig wurde, jederzeit möglich. Der Segmentierungs-Prozess wurde somit von drei Faktoren kontrolliert: die Bildkräfte (Grauwertgradienten), die Modellkräfte (Steifigkeit der initialen Kontur, die ein Ausreißen hin zu starken Grauwertgradienten anderer Bildobjekte verhindert) und die Kopplungskräfte (weitgehende Übereinstimmung benachbarter Schichten). Es konnte gezeigt werden, dass durch die Benutzung dieses Algorithmus die Genauigkeit der Ergebnisse verschiedener Benutzer erhöht sowie die Segmentierungszeit im Vergleich zur rein manuellen Segmentierung deutlich verkürzt wird (Stammberger et al., 1999a; Stammberger et al., 1999b).

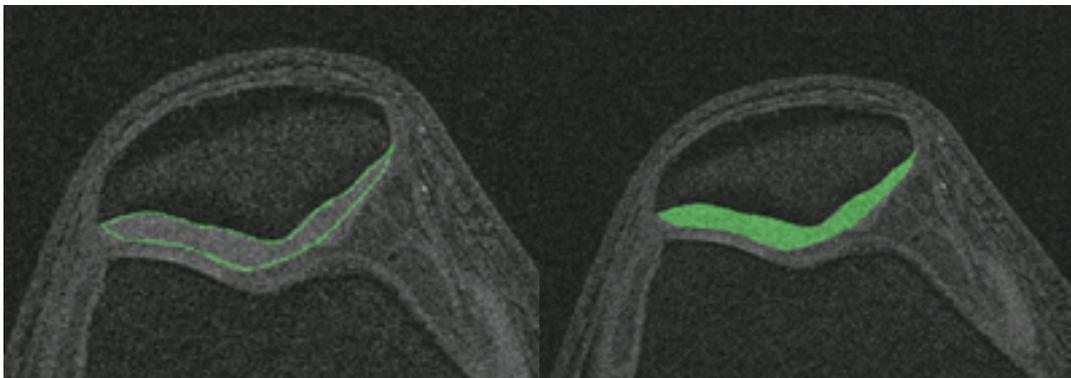


Abbildung 4-3: Transversale Schnittführung. Links: B-Spline Kurve als grüne Linie um den Patellaknorpel. Rechts: vollständig segmentierter Patellaknorpel

Es erfolgte eine vollständige Segmentierung des Kniegelenkknorpels der einzelnen Kompartimente: Patella (transversale Aufnahmen) sowie lateraler und medialer Teil des Femurs und der Tibia (jeweils koronare Aufnahmen). Alle zusammengehörenden Datensätze einer Messreihe wurden möglichst zeitnah segmentiert, um ein Höchstmaß an Genauigkeit



Abbildung 4-4: Patellaknorpel nach dreidimensionaler Rekonstruktion

zu erreichen. Anschließend erfolgte eine 3D-Rekonstruktion der segmentierten Knorpelanteile. Dabei wurden durch Interpolation der segmentierten Daten isotrope Voxel mit einer Größe von $0,31\text{mm}^3$ erzeugt und das Volumen des Knorpels rekonstruiert. Die Summe der in der 3D-Rekonstruktion enthaltenen Voxel wurde zur Bestimmung des Knorpelvolumens herangezogen (Eckstein et al., 1996a).

Die Knorpel-Knochengrenze und die Größe der Gelenkfläche wurde durch Triangulation berechnet (Heudorfer et al., 2000; Stammberger et al., 1999a).

Unabhängig von der ursprünglichen Schichtorientierung wurde die Knorpeldicke mit Hilfe einer euklidischen Distanztransformation ermittelt (Stammberger et al., 1999a). Dabei geht der Algorithmus von jedem Voxel einer Grenzfläche (= KKG oder Oberfläche) der Rekonstruktion aus und findet dasjenige Voxel der gegenüberliegenden Fläche, welches den kürzesten Abstand zum Ausgangsvoxel aufweist. Auf diese Weise wurden pro Quadratzentimeter der Gelenkfläche ca. 1000 Distanzen ermittelt, die zur Berechnung der mittleren Dicke der Knorpelplatten herangezogen wurden.

Unsere in vivo Reproduzierbarkeit für die Segmentation der MRT Bilder ermittelten wir anhand eines vollständigen Datensatzes eines Patienten. Dazu wurde dieser Datensatz innerhalb von zwei Monaten zu vier verschiedenen Zeitpunkten in jeweils einer Sitzung vollständig (Patella, mediales und laterales Femur- beziehungsweise Tibiakompartiment) segmentiert. Aus den gewonnenen Daten wurde anschließend der Variationskoeffizient (CV%) berechnet.

4.2.1.4 Messzeitpunkte

Im Laufe des Studienzeitraums von durchschnittlich 44,5 Monaten (1334 Tage, ± 214) erfolgten jeweils drei MRT Aufnahmen. Der Zeitraum zwischen Unfallzeitpunkt und operativer Versorgung der Kreuzbandruptur war bei den Patienten sehr unterschiedlich. Im Durchschnitt dauerte es 74 (± 122) Tage, bis es zu einem operativen Eingriff kam. Bei zwei Patienten war der Unfallzeitpunkt nicht bekannt.

Die erste Aufnahme erfolgte im Durchschnitt 85 (± 128) Tage nach der Verletzung beziehungsweise 2 ($\pm 1,7$) Tage nach der Operation.

Die zweite Aufnahme wurde durchschnittlich 14 Monate (424 ± 36 Tage) nach der ersten Aufnahme durchgeführt. Aus der Differenz zwischen diesen beiden Aufnahmezeitpunkten ergibt sich der „Zeitraum 1“.

Die dritte und letzte Aufnahme der untersuchten Kniegelenke wurde im Durchschnitt 44,5 Monaten (1334 Tage, ± 214) nach der ersten Aufnahme beziehungsweise 33 Monate (976 ± 187 Tage) nach der zweiten Aufnahme angefertigt. „Zeitraum 2“ ergibt

sich aus der Differenz zwischen dem Zeitpunkt der zweiten und der dritten Aufnahme. Als dritter und größter Messzeitraum wird die Differenz zwischen der dritten und der ersten Aufnahme mit „Gesamt“ bezeichnet.

4.2.1.5 Statistische Auswertung

Für alle quantitativ erhobenen Parameter (Volumen, mittlere Dicke und Knorpel-Knochengrenze) wurden die Unterschiede in Prozent (%) zwischen den drei Untersuchungszeiträumen ermittelt. Zusätzlich wurde auch das Verhältnis aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze als Ausdruck des relativen Knorpelvolumens in Abhängigkeit vom absoluten Knorpelvolumens in die Auswertung miteinbezogen.

Daraus wurden unter Verwendung der Mittelwerte der erhobenen Parameter die jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle berechnet, welche den Bereich angeben, in dem sich der wahre Wert mit 95%iger Wahrscheinlichkeit befindet. Diese Interpretationsform ist für relativ kleine Gruppen, wie im vorliegenden Datenkollektiv, eine sehr gute Vergleichsmöglichkeit.

4.2.2. Konventionelle Röntgenbilder

Im Rahmen der klinischen Verlaufskontrolle wurden die Patienten in der orthopädischen Sprechstunde erneut gesehen und wir fertigten jeweils eine anterior-posteriore sowie eine seitliche konventionelle Röntgenaufnahme des Kniegelenks im Stehen an. Dies geschah unmittelbar im Anschluss an die Erhebung des dritten und letzten MRT-Datensatzes.

4.2.3. Radiologische Auswertung

Es erfolgte eine Auswertung der angefertigten MRT-Datensätze sowie der konventionellen Röntgenbilder durch einen erfahrenen Radiologen anhand verschiedener Bewertungssysteme („Scores“).

4.2.3.1 WORMS-Score

Für die MRT-Bilder wurde der von Peterfy vorgestellte WORMS-Score (Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score) verwendet (Peterfy et al., 2004). Der WORMS-Score beschreibt eine semi-quantitative Bewertungsmethode der Osteoarthritis im Kniegelenk basierend auf kernspintomographischen Aufnahmen. Die Bilder werden hierbei anhand von 14 Gelenkeigenschaften bewertet: Knorpelmorphologie, subartikuläre Knochenmarkveränderungen, subartikuläre Zysten, subartikuläre Knochenab-

nutzung, Randosteophyten, Synovitis beziehungsweise Gelenkerguss, freie Gelenkkörper, periartikuläre Zysten beziehungsweise Schleimbeutelveränderungen, Zustand von medialem und lateralem Meniskus, medialem und lateralem Seitenband sowie vorderem und hinterem Kreuzband.

Zusätzliche Befunde wie zum Beispiel Rerupturen der Ersatzplastik, Frakturen oder auch technische Probleme aufgrund von fehlender oder mangelhafter Fettunterdrückung die zu einer eingeschränkten Beurteilbarkeit führten, wurden notiert.

Fünf der 14 untersuchten Gelenkanteile (Knorpelmorphologie, subartikuläre Knochenmarksveränderungen, subartikuläre Zysten, subartikuläre Knochenabnutzung sowie Randosteophyten) bezogen sich auf die Gelenkfläche und wurden somit anhand der gleichen fünfzehn, in Abbildung 4-5 dargestellten, Regionen bewertet.

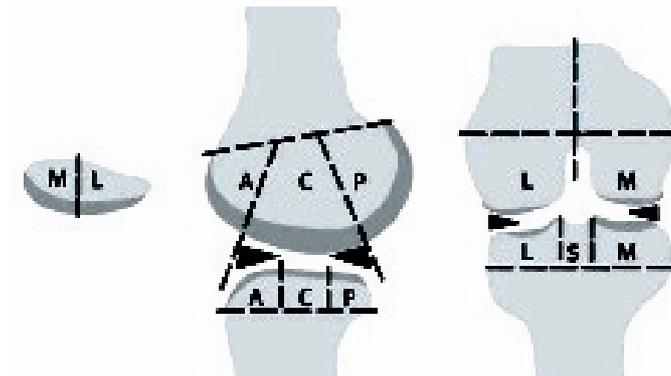


Abbildung 4-5: Einteilung der Gelenkoberflächen: Im linken Bild ist die Patella mit ihrem medialen (M) und lateralem (L) Anteil dargestellt. Im rechten Bild ist die Unterteilung des Femurs und der Tibia ebenfalls in mediales (M) und laterales (L) Kompartiment, sowie in die sog. Region S (S) dazwischen zu sehen. Der Sagittalschnitt in der Mitte zeigt die weitere Unterteilung des Femurs und der Tibia in eine anteriore (A), eine posteriore (P) und zentrale (C) Region (Peterfy et al., 2004).

So können anhand des lateralen und medialen femorotibialen Gelenks (jeweils fünf Regionen), des patellofemorale Gelenks (vier Regionen) und der Region S (eine Region) insgesamt 15 verschiedene Bereiche zu Beurteilung der Gelenkoberfläche angegeben werden.

Knorpelmorphologie

Die Knorpelmorphologie wurde anhand der in Abbildung 4-6 dargestellten acht Stufen bewertet. Region S wurde hierbei nicht berücksichtigt. Jede andere der vierzehn Regionen der Gelenkoberfläche wurde separat beurteilt. Die maximal erreichbare Punktezahl war 84.

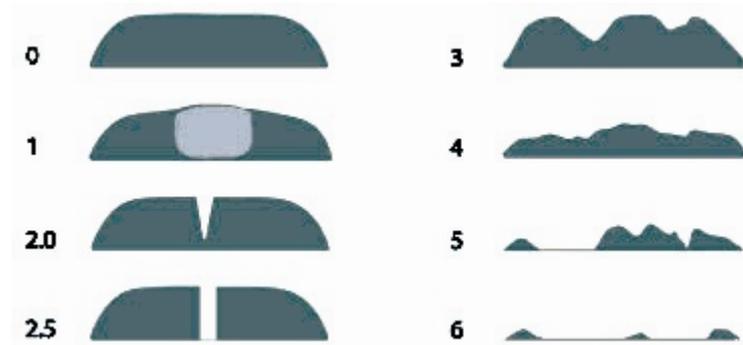


Abbildung 4-6: Bewertungsschema der Knorpelmorphologie. (Peterfy et al., 2004).

Knochenmarködem

Zur Beurteilung eines subartikulären Knochenmarködems wurden alle 15 Regionen bewertet. Hieraus ergab sich eine maximale Punktezahl von 45.



Abbildung 4-7: Koronares MRT-Bild mit Knochenmarködem im Tibiakopf (moderat T2-w FS TSE-Sequenz) .

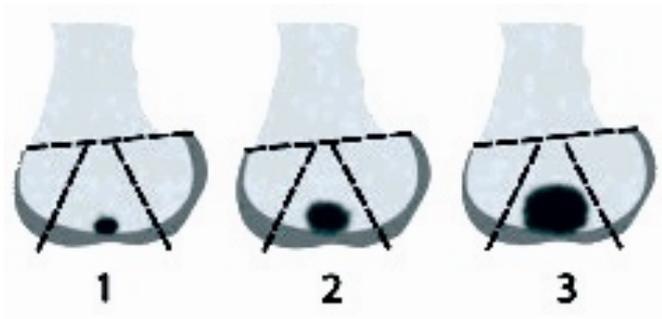


Abbildung 4-8: Subartikuläres Knochenmarködem, aufgeteilt in drei Stufen (Peterfy et al., 2004).

Knochenzysten

Subartikuläre Zysten wurden definiert als Herde deutlicher Signalabsenkung (T1-w-Sequenzen) im subartikulären Knochen mit scharf definierten, runden Grenzen und keinen Hinweisen auf Knochenmarksgewebe oder trabekulärem Knochen in der fett-unterdrückten T2-gewichteten Sequenz. Beurteilt wurden alle 15 Regionen, die maximal erreichbare Punktezahl war 45.



Abbildung 4-9: Knochenzyste im posterioren, lateralen Femurkondylus (T1-w-Sequenz).

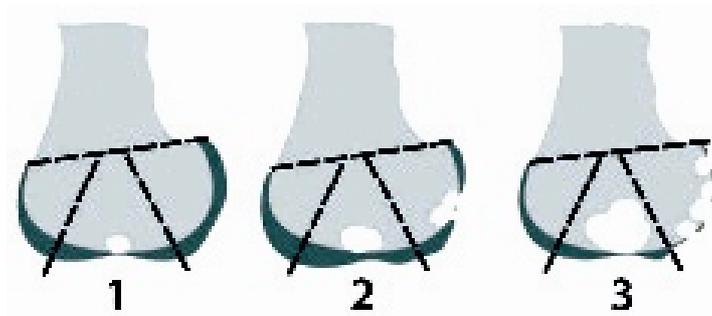


Abbildung 4-10: Subartikuläre Knochenzysten, aufgeteilt in drei Stufen (Peterfy et al., 2004).

Knochenabnutzung

Die subartikuläre Knochenabnutzung wird als Abflachung oder Vertiefung der Knorpeloberfläche definiert. Basierend auf der Abweichung von der normalen Knorpelkontur erfolgt eine Einteilung in vier Grade. Beurteilt wurden alle 15 Regionen, maximal konnten 42 Punkte vergeben werden.

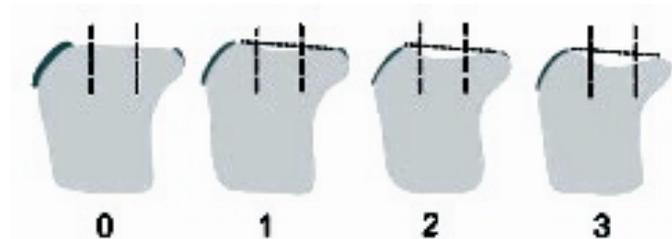


Abbildung 4-11: Subartikuläre Knochenabnutzung, aufgeteilt in 4 Stufen (Peterfy et al., 2004)

Randosteophyten

Randosteophyten wurden, wie in Abbildung 4-12 dargestellt, basierend auf einer acht-stufigen Skala anhand 14 verschiedener Regionen bewertet. Region S wurde nicht berücksichtigt. Die maximal erreichbare Punktezahl war 98.

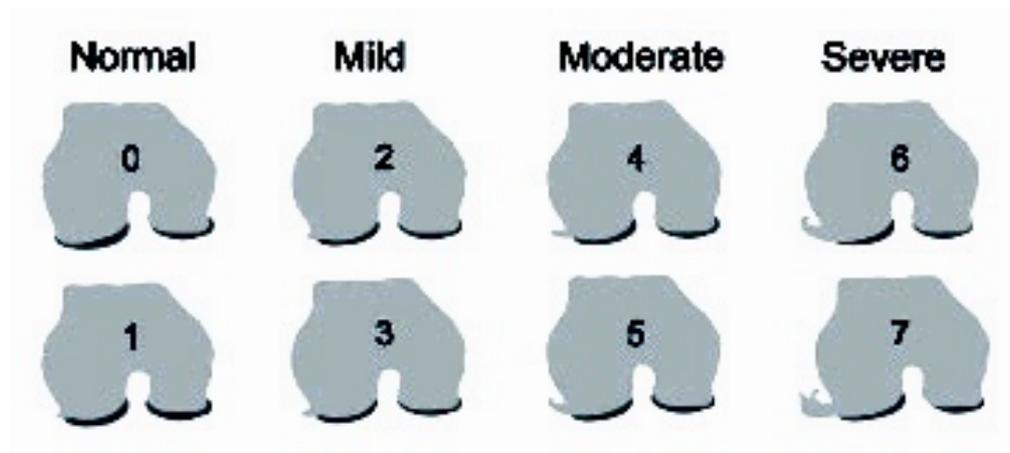


Abbildung 4-12: Schema zur Beurteilung von Randosteophyten (Peterfy et al., 2004)

Kniegelenksbänder

Das anteriore und das posteriore Kreuzband, sowie das laterale und das mediale Seitenband wurde jeweils separat anhand der sagittalen sowie koronaren Aufnahmen beurteilt und als „intakt“ (0 Punkte) beziehungsweise „rupturiert“ (1 Punkt beziehungsweise 2 Punkte) bewertet.

hungsweise ½ Punkt für die Seitenbänder) bewertet. Insgesamt konnten so maximal 3 Punkte in dieser Kategorie vergeben werden.

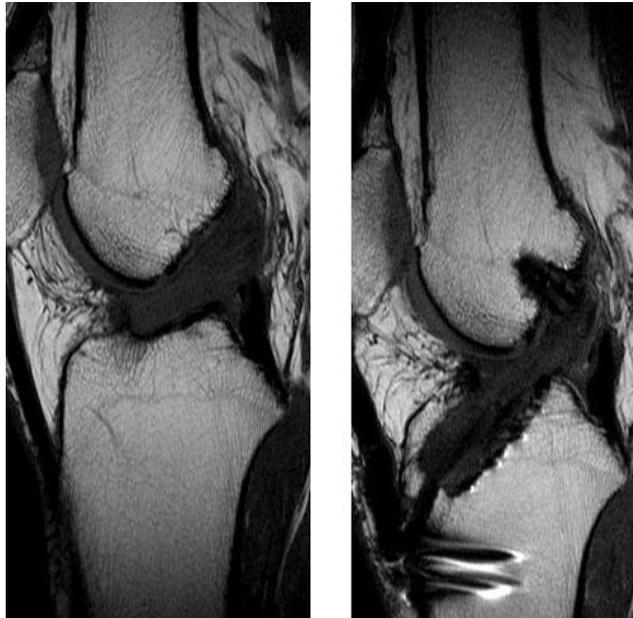


Abbildung 4-13: Links: rupturiertes vorderes Kreuzband. Rechts: Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik (T1-w-Sequenz).

Menisci

Der mediale sowie der laterale Meniskus wurde separat anhand einer vierstufigen Skala beurteilt: 0=intakt, 1=kleiner Einriss, 2=nicht-dislozierter Riss, 3=dislozierter Riss oder partielle Resektion, 4=komplette Destruktion oder vollständige Resektion. Für jeden Meniskus (lateral und medial) konnten maximal 6 Punkte anhand der in Tabelle 4-2 gezeigten Skala vergeben werden.

Punkte	Bezeichnung
0	Alle 0
1	Mindestens einer 1, aber keiner > 1
2	2 in nur einer Region
3	2 in mehr als einer Region
4	3 in mehr als einer Region
5	4 in nur einer Region
6	4 in mehr als einer Region

Tabelle 4-2: Schema zur Bestimmung der Gesamtpunktzahl für den medialen und lateralen Meniskus

Gelenkerguss

Es wurde keine Unterscheidung zwischen einer Verdickung der Synovia und einem Gelenkerguss getroffen, sondern es erfolgte eine gemeinsame Beurteilung in einem vierstufigen Schema anhand der geschätzten maximalen Größe der Gelenkhöhle: 0=normal, 1=< 33% der Gelenkhöhle betroffen, 2=33-66%, 3=>66%.



Abbildung 4-14: Gelenkerguss (hyperintens)

Auswertung des WORMS-Scores

Tabelle 4-3 zeigt die maximal erreichbaren Punktezahlen innerhalb der einzelnen Kompartimente des Kniegelenks. Der WORMS-Score wird auf einer Skala von 0 bis 332 Punkten angegeben, wobei 0 Punkte das beste und 332 Punkte das schlechteste Ergebnis darstellen.

	MFTG	LFTG	PFG	Region S	Total
Knorpel	30	30	24		84
Knochenmarködem	15	15	12	3	45
Knochenzysten	15	15	12	3	45
Knochenabnützung	15	15	12		42
Randosteophyten	35	35	28		98
Kompartiment total	110	110	88		
Menisci	6	6			12
Ligamenta					3

Gelenkerguss/Synovitis					3
Total					332

Tabelle 4-3: Maximale Punktezah WORMS-Score. MFTG=mediales Femorotibialgelenk, LFTG=laterales Femorotibialgelenk, PFG=Patellofemoralgelenk (Peterfy et al., 2004).

Untersuchungszeitraum

Es wurden jeweils die ersten und die letzten kernspintomographischen Aufnahmen miteinander verglichen. Der durchschnittliche Abstand zwischen der ersten und der letzten Aufnahme lag bei 44,5 Monaten (1334 Tage, \pm 214).

4.2.3.2 Kellgren & Lawrence-Score

Von jedem Patienten wurde im Anschluss an die dritte durchgeführte MRT Untersuchung konventionelle Röntgenbilder des betroffenen Kniegelenks in zwei Ebenen sowie eine Patella-Spezialaufnahme in 45° Beugung angefertigt. Diese wurden anhand des von Kellgren & Lawrence 1957 vorgestellten Scores beurteilt.

Dieser Score beschreibt das Vorhandensein von Osteophyten, Gelenkspaltver schmälerung, subchondraler Sklerose und Gelenkzysten im Kniegelenk. Osteophyten wird hierbei die stärkste Gewichtung zugeordnet. Das Patellofemoralgelenk wird nicht mit berücksichtigt (Boegard and Jonsson, 1999;Kellgren and Lawrence, 1957)

Einteilung (Punkte)	Beschreibung
0 (keine)	Keine sichtbaren Veränderungen
1 (zweifelhaft)	Minimale Osteophyten
2 (minimal)	Osteophyten, Gelenkspalt unverändert
3 (moderat)	Mäßige Verringerung des Gelenkspaltes
4 (erheblich)	Gelenkspalt deutlich verringert, subchondrale Sklerose

Tabelle 4-4: Einteilung des Kellgren & Lawrence-Score

Um ein möglichst hohes Maß an Genauigkeit und Reproduzierbarkeit zu erzielen, wurden alle konventionellen Röntgenaufnahmen gleichzeitig mit dem von Altman et al. 1995 vorgestellten „Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis“ verglichen. Dieser stellt eine Zusammenfassung spezifischer radiologischer Merkmale der Arthrose anhand ausgesuchter Röntgenbilder dar, um eine standardisierte Beurteilung zu ermöglichen (Altman et al., 1995).

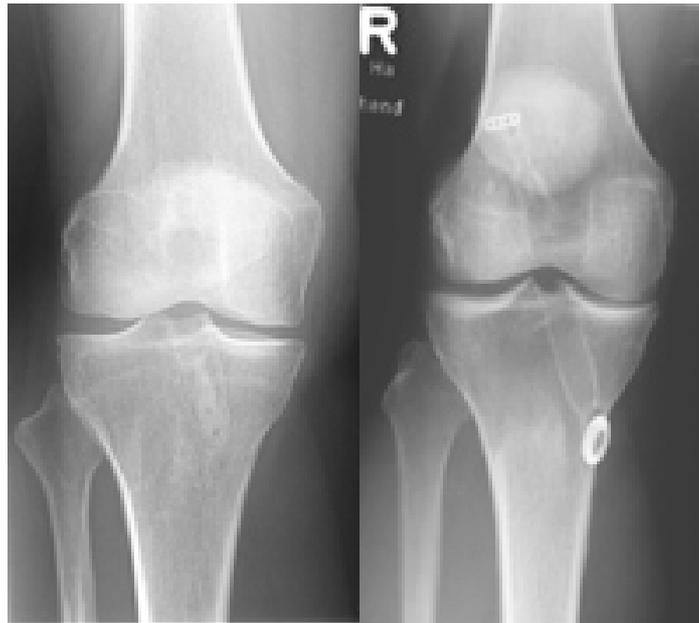


Abbildung 4-15: Gelenkspaltverschmälerung und subchondrale Sklerosierung im medialen Kompartiment eines Kniegelenks. Links 3 Punkte, rechts 4 Punkte nach Kellgren & Lawrence.

4.2.4. Klinische Nachuntersuchung

Alle Patienten wurden unmittelbar vor der dritten und letzten kernspintomographischen Untersuchung von einem erfahrenen Orthopäden klinisch untersucht. Dabei wurde ein standardisierter Untersuchungsbogen mit folgenden Scores verwendet.

4.2.4.1 Lysholm Score

Das von Lysholm und Gillquist 1982 eingeführte Bewertungsschema (siehe Tabelle 9-1 im Anhang) stellt eine Modifikation des „rating sheet for knee function“ nach Larson (1974) da. Der Score ist dadurch charakterisiert, dass er sich zu 95% an subjektiven und nur zu fünf Prozent an objektiven Bewertungskriterien orientiert. Insgesamt kann eine maximale Punktezahl von 100 erzielt werden, wobei zu beachten ist, dass die Kriterien subjektive Instabilität und Schmerz mit jeweils maximal 30 Punkten eine überproportional hohe Gewichtung erhalten (Lysholm and Gillquist, 1982).

Bewertung	Punkte
Sehr gut	100-95 Punkte
Gut	94-80 Punkte
Befriedigend	79-50 Punkte
schlecht	49-0 Punkte

Tabelle 4-5: Auswertung des Lysholm Scores

4.2.4.2 Score der OAK

Dieses, 1985 von der Orthopädischen Arbeitsgruppe Knie (OAK) der Schweizer Gesellschaft für Orthopädie, zusammengestellte System (siehe Tabelle 9-2 im Anhang) bewertet akute sowie chronische Kniegelenksinstabilitäten anhand vier verschiedener Kategorien (Hefti and Muller, 1993; Muller et al., 1988). Mit dem OAK-Score stand uns ein umfangreicher, einfach zu verwendender und speziell für Kniegelenksinstabilitäten entworfener Bewertungsbogen zur Verfügung, der zu 25% subjektive und zu 75% objektive Kriterien enthält. Die maximal zu erreichende Punktezahl war 95.

	Kategorie	Total
Sehr gut	Es fehlen 0-4 Punkte, kein Parameter erreicht 0	Über 90 Punkte, sehr gut in jeder Kategorie
Gut	Es fehlen 5-9 Punkte, kein Parameter erreicht 0	81-90 Punkte oder gut in 1 Kategorie
Mäßig	10-14 Punkte fehlen oder einige Parameter mit 0 Punkten	71-80 Punkte oder mäßig in 1 Kategorie
schlecht	Es fehlen mehr als 15 Punkte	Unter 70 Punkten oder schlecht in 1 Kategorie

Tabelle 4-6: Auswertung des OAK Score

4.2.4.3 Tegner-Aktivitätsscore

Für die Evaluierung, insbesondere des Aktivitätsniveaus im Sport, vor und nach Therapie einer ligamentären Verletzung sind die so genannten „Aktivitätsscores“ eingeführt worden. Der Tegner-Aktivitätsscore (siehe Tabelle 9-3 im Anhang) wurde speziell für die Folgen von Knieinstabilitäten konzipiert, lässt sich aber auch allgemein in der Orthopädie und Traumatologie verwenden (Noyes et al., 1989; Tegner and Lysholm, 1985). Es handelt sich hierbei um eine 11-stufige Skala, mit der das Aktivitätsniveau im täglichen Leben oder im Sport vor und nach Therapie festgehalten werden kann.

4.2.4.4 Knie Arthrometer KT-1000

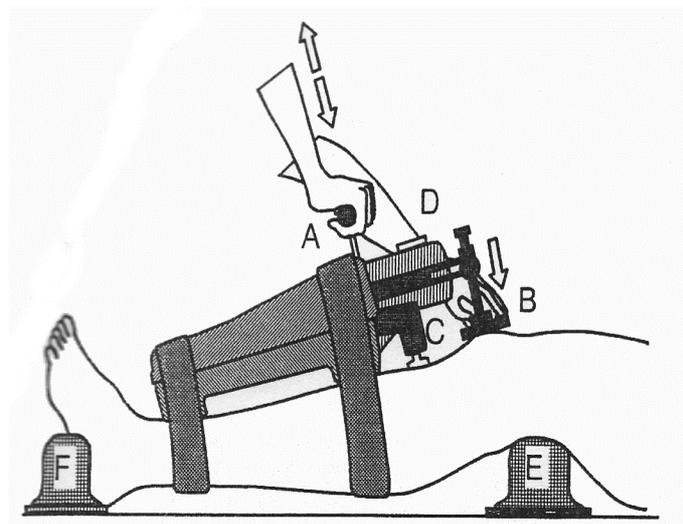
Zur Beurteilung der patellotibialen Dislokation als ergänzende nichtinvasive diagnostische Möglichkeit verwendeten wir das von Daniel et al. 1985 entwickelte Arthrometer KT-1000 (MEDmetric Corporation, San Diego, California) (Grifka and Richter J, 1992).

Es ermöglicht über zwei, jeweils auf der Patella und der Tuberositas tibiae angebrachte Sensoren, die Bestimmung der anterioren-posterioren Translation des Kniegelenks. Das Arthrometer wird am Unterschenkel des zu untersuchenden Beines fixiert. Über einen Griff wird eine Kraft auf die proximale Tibia aufgebracht (Daniel et al., 1985b; Daniel et al., 1985a). In der vorliegenden Studie testeten wir die Patienten in einem einzigen Durchgang mit maximaler Kraft.

Die anteriore-posteriore Translation der Tibia gegenüber dem Femur wird in Millimetern (mm) angegeben. Es lässt sich keine Aussage der Relativbewegung des lateralen beziehungsweise medialen Meniskus machen (Werlich et al., 1993).

Alle Patienten dieser Studie wurden von einem im Umgang mit dem KT-1000 geschulten und erfahrenen Orthopäden des Klinikum Großhadern unmittelbar vor der dritten kernspintomographischen Messung untersucht.

Abbildung 4-16: Knie Arthrometer KT-1000: A=Handgriff, B=Stempel auf der Patella, C=Stempel auf Tuberositas tibiae, D=runde Analogskala, E=Bänkchen für Oberschenkel in 10° Knieflexion, F=Fußstütze (Werlich et al., 1993).



5. Ergebnisse

5.1. Probanden

Zwei Patienten konnten an der dritten und letzten Messreihe aus zeitlichen Gründen nicht mehr teilnehmen. Eine Patientin wurde von uns aufgrund Ihrer ebenfalls zu diesem Zeitpunkt bestehenden Schwangerschaft von der Studie ausgeschlossen.

Zwei Patienten wurden während des Studienzeitraumes von annähernd vier Jahren (44,5 Monate) aufgrund eines erneuten Traumas beziehungsweise bestehender Beschwerden im Kniegelenk noch einmal arthroskopiert und teilmeniskektomiert. Ein Patient erlitt während des Studienzeitraumes eine Reruptur der VKB-Plastik und wurde daraufhin ein zweites Mal operativ versorgt. Bei einer weiteren Patientin wurde bei der Auswertung der letzten MRT Datensätze eine rupturierte VKB-Plastik festgestellt.

5.2. Quantitative Knorpelmessungen

Dargestellt sind die für das Volumen, die mittlere Dicke, die Knorpel-Knochengrenze (KKG) sowie für das Verhältnis aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze berechneten Mittelwerte der Differenzen der drei Messungen in Prozent (%) zusammen mit der jeweiligen Unter- und Obergrenze des 95%-Konfidenzintervalls.

5.2.1. Reproduzierbarkeit

Unsere in vivo Reproduzierbarkeit für die durchgeführten quantitativen Knorpelmessungen ermittelten wir anhand eines vollständigen Datensatzes eines Patienten. Dazu wurde dieser Datensatz innerhalb von zwei Monaten zu vier verschiedenen Zeitpunkten vollständig (Patella, mediales und lateral Femur- beziehungsweise Tibiakompartiment) segmentiert. Tabelle 5-1 gibt die Variationskoeffizienten der von uns gemessenen Reproduzierbarkeit wieder.

	Patella	Femur lat.	Femur med.	Tibia lat.	Tibia med.
Volumen	1,77%	2,04%	5,14%	4,86%	2,67%
Mittlere Dicke	3,18%	3,19%	8,76%	2,23%	2,34%
KKG	2,39%	3,40%	3,99%	5,03%	2,92%

Tabelle 5-1: Reproduzierbarkeit anhand des Variationskoeffizienten (CV%). (lat. = lateral, med. = medial)

5.2.2. Patella

Das Volumen des patellaren Kniegelenkknorpels zeigte über den Gesamtstudienzeitraum von 44,5 Monate (1334 Tage, ± 214) gesehen eine Abnahme des Mittelwertes um 5,89%. Das 95%-Konfidenzintervall erstreckte sich von -2,90 bis -8,88.

Weiterhin konnte beim Verhältnis zwischen Volumen und der Knorpel-Knochengrenze (KKG) bei Betrachtung des gesamten Zeitraumes eine Abnahme des Mittelwertes um 3,32% und ein 95%-Konfidenzintervall im Bereich von -0,25 bis -6,39 gefunden werden.

Die für die mittlere Dicke und die Knorpel-Knochengrenze (KKG) erhobenen Messwerte zeigten zwar auf den Mittelwert bezogen unterschiedliche Ab- und Zunahmen zwischen den einzelnen Messzeiträumen, jedoch konnte keine signifikante Veränderung der Werte im Zeitverlauf erkannt werden.

	1. Messung	2. Messung	3. Messung	Zeitraum 1	Zeitraum 2	Gesamt
Volumen						
Mittelwert	2869,96 ml	2917,84 ml	2855,19 ml	-2,98%	-0,27%	-5,89%
StabW	614,82	576,18	648,44	5,36	4,90	3,58
95 % KI	439,81	412,18	463,87	4,84	4,09	2,99
Mittlere Dicke						
Mittelwert	1,84 mm	1,84 mm	1,8 mm	-2,85%	0,18%	-2,98%
StabW	0,24	0,23	0,25	5,45	3,35	5,72
95 % KI	0,17	0,16	0,18	4,56	2,8	4,39
KKG						
Mittelwert	1324,73 mm²	1353,16 mm²	1356,79 mm²	-1,39%	0,69%	-2,61%
StabW	219,68	208,09	222,98	3,77	2,25	3,86
95 % KI	157,15	148,86	159,51	3,15	1,88	3,23
Volumen / KKG						
Mittelwert	2,17 mm	2,15 mm	2,10 mm	-1,58%	-0,98%	-3,32%
StabW	0,28	0,24	0,26	4,98	3,13	3,67
95 % KI	0,20	0,17	0,19	4,16	2,62	3,07

Tabelle 5-2: Mittelwerte, Standardabweichungen (StabW) und das 95%-Konfidenzintervall der absoluten Messwerte sowie der Differenzen in Prozent (%)

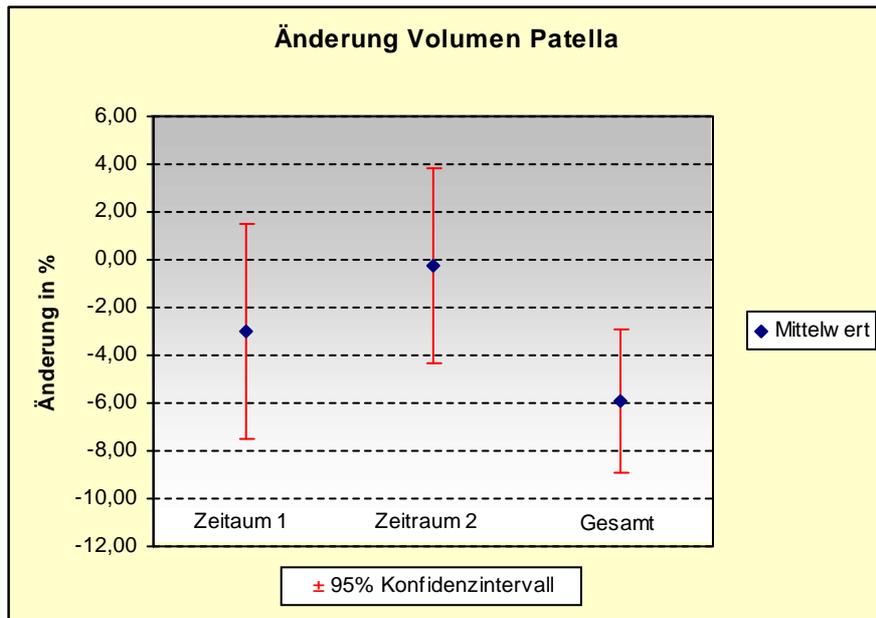


Diagramm 5-1: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des patellaren Knorpelvolumens

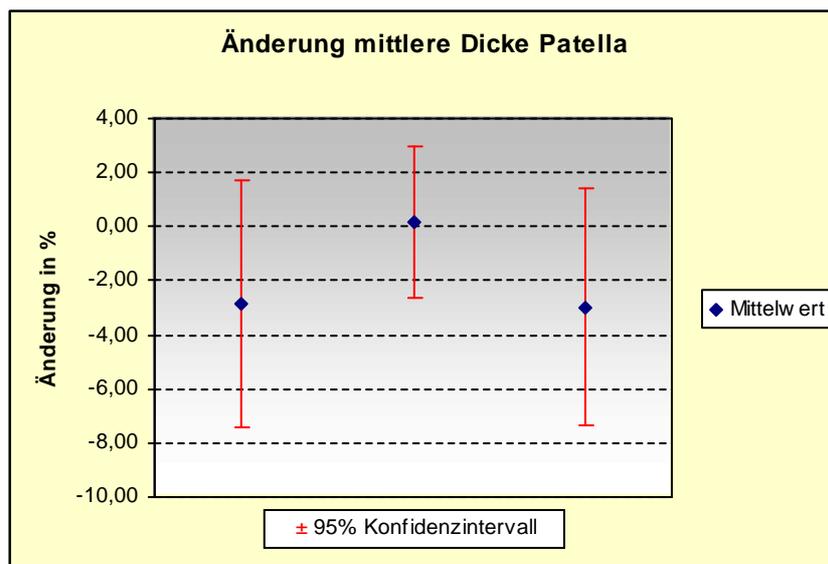


Diagramm 5-2: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der mittleren Dicke des Patellaknorpels

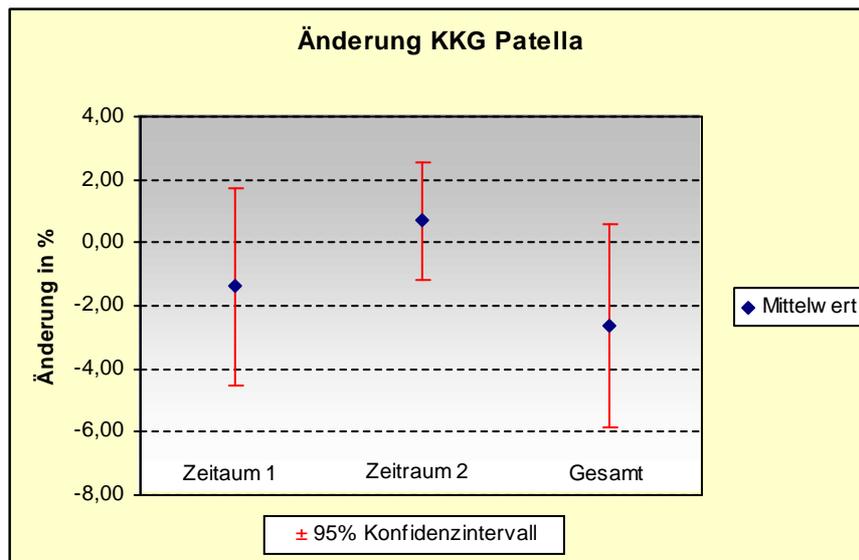


Diagramm 5-3: Mittelwerte und 95 % Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der Knorpel-Knochengrenze des Patellaknorpels

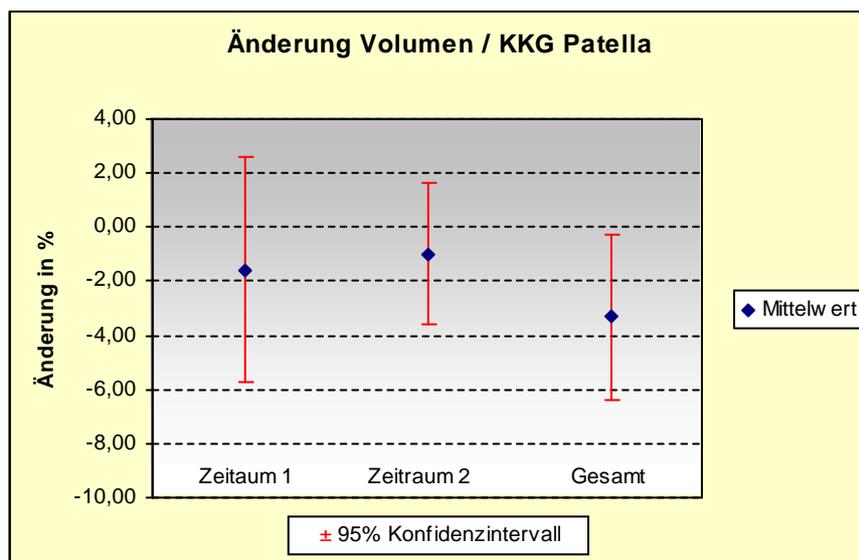


Diagramm 5-4: Mittelwerte und 95 % Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des Verhältnisses von Volumen zur Knorpel-Knochengrenze des Patellaknorpels

5.2.3. Femur

5.2.3.1 Laterales Kompartiment

Das Volumen, die mittlere Dicke, die Knorpel-Knochengrenze (KKG) sowie das Verhältnis zwischen Volumen und der KKG des Knorpelanteils im lateralen Femurkompartiment zeigten im Verlauf der drei Messzeiträume keine signifikante Veränderung.

	1. Messung	2. Messung	3. Messung	Zeitraum 1	Zeitraum 2	Gesamt
Volumen						
Mittelwert	1204,52 ml	1454,35 ml	1509,37 ml	0,94%	-3,08%	-0,25%
StabW	323,11	612,47	503,49	2,14	3,03	4,95
95 % KI	270,13	470,79	360,18	2,66	2,80	5,2
Mittlere Dicke						
Mittelwert	1,22 mm	1,4 mm	1,39 mm	3,08%	-4,42%	0,75%
StabW	0,2	0,35	0,29	4,49	3,61	2,96
95 % KI	0,17	0,27	0,21	5,58	3,33	3,1
KKG						
Mittelwert	745,15 mm²	781,96 mm²	828,93 mm²	-2,69%	1,06%	-1,44%
StabW	135,36	192,12	150,31	2,07	3,02	3,36
95 % KI	113,16	147,68	107,52	2,57	2,8	3,53
Volumen / KKG						
Mittelwert	1,61 mm	1,81 mm	1,79 mm	3,35%	-4,04%	0,89%
StabW	0,21	0,36	0,3	3,31	2,68	3,1
95 % KI	0,18	0,28	0,21	4,12	2,48	3,25

Tabelle 5-3: Mittelwerte, Standardabweichungen (StabW) und das 95%-Konfidenzintervall der absoluten Messwerte sowie der Differenzen in Prozent (%).

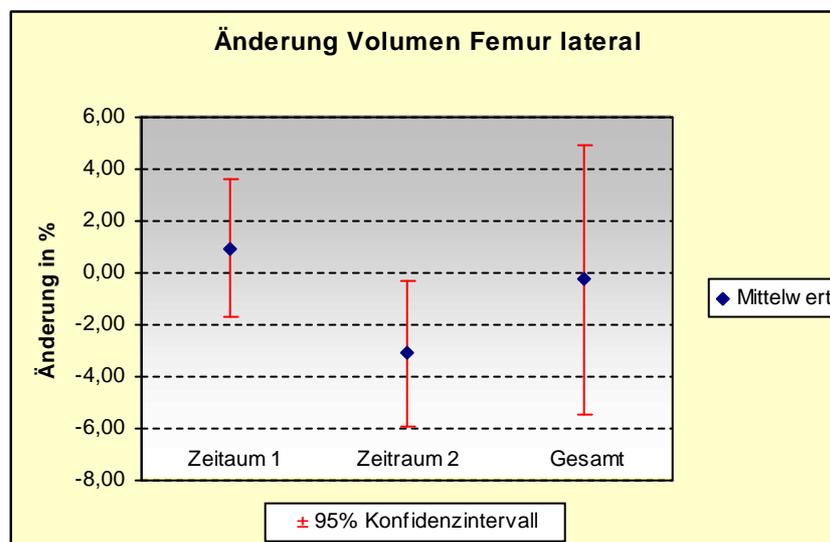


Diagramm 5-5: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des Knorpelvolumens des lateralen Femur

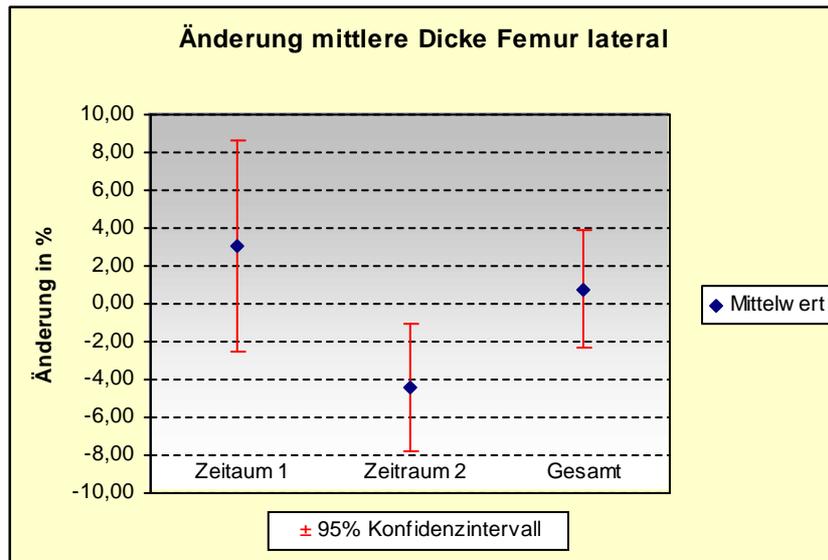


Diagramm 5-6: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der mittleren Dicke im lateralen Femurkompartiment

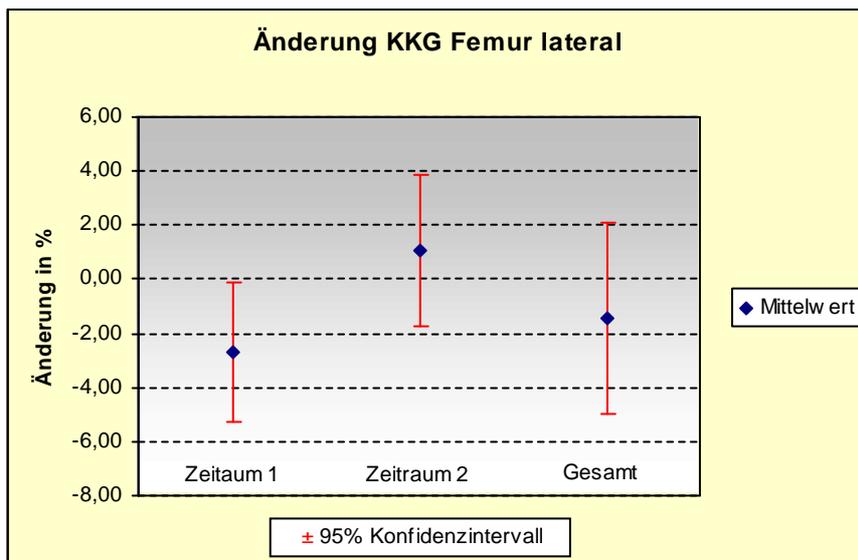


Diagramm 5-7: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der Knorpel-Knochengrenze (KKG) im lateralen Femurkompartiment

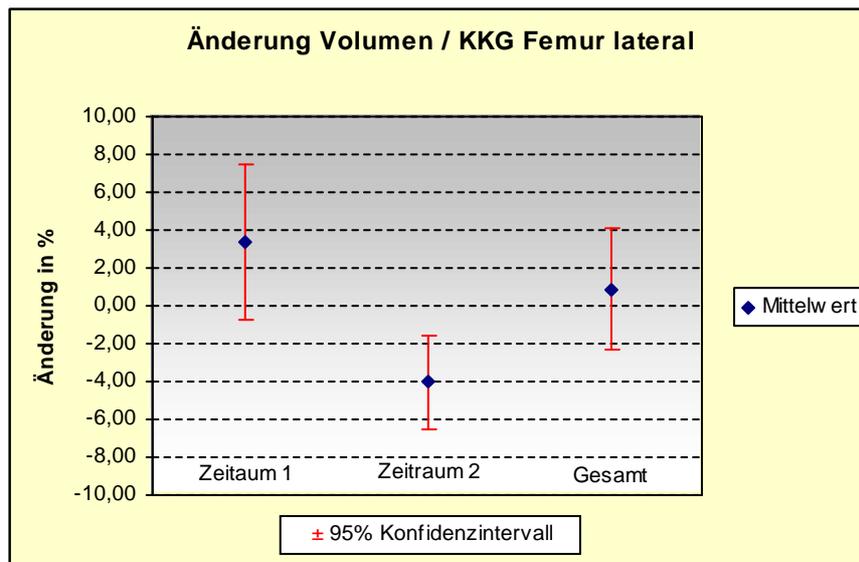


Diagramm 5-8: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des Verhältnisses von Volumen zur Knorpel-Knochengrenze im lateralen Femurkompartiment

5.2.3.2 Mediales Kompartiment

Die Ergebnisse der Messungen im medialen Femurkompartiment schließen sich denen des lateralen an. Alle Mittelwerte der drei Messzeiträume für Volumen, mittlerer Dicke, Knorpel-Knochengrenze (KKG) und dem Verhältnis aus Volumen zu KKG liegen sehr nahe am Wert 0 beziehungsweise mit den dazu gehörigen Ober- und Untergrenzen des 95%-Konfidenzintervalls im positiven und negativen Bereich.

	1. Messung	2. Messung	3. Messung	Zeitraum 1	Zeitraum 2	Gesamt
Volumen						
Mittelwert	1248,7 ml	1397,85 ml	1438,86 ml	-0,98%	-0,54%	0,7%
StabW	311,87	460,52	358,94	1,47	3,73	6,03
95 % KI	288,43	385	256,77	2,34	3,45	6,33
Mittlere Dicke						
Mittelwert	1,4 mm	1,45 mm	1,49 mm	-1,38%	0,43%	1,12%
StabW	0,2	0,22	0,17	2,41	5,73	6,86
95 % KI	0,18	0,19	0,12	3,83	5,3	7,2
KKG						
Mittelwert	665,1 mm²	723,99 mm²	734,72 mm²	1,48%	-0,69%	0,39%
StabW	121,38	169,33	138,73	0,82	4,08	6,98
95 % KI	112,25	141,56	99,24	1,31	3,77	7,32
Volumen / KKG						
Mittelwert	1,86 mm	1,9 mm	1,94 mm	-2,52%	0,31%	0,53%

StabW	0,2	0,25	0,18	0,98	6,06	6,49
95 % KI	0,19	0,21	0,13	1,56	5,61	6,81

Tabelle 5-4: Mittelwerte, Standardabweichungen (StabW) und das 95%-Konfidenzintervall der absoluten Messwerte sowie der Differenzen in Prozent (%).

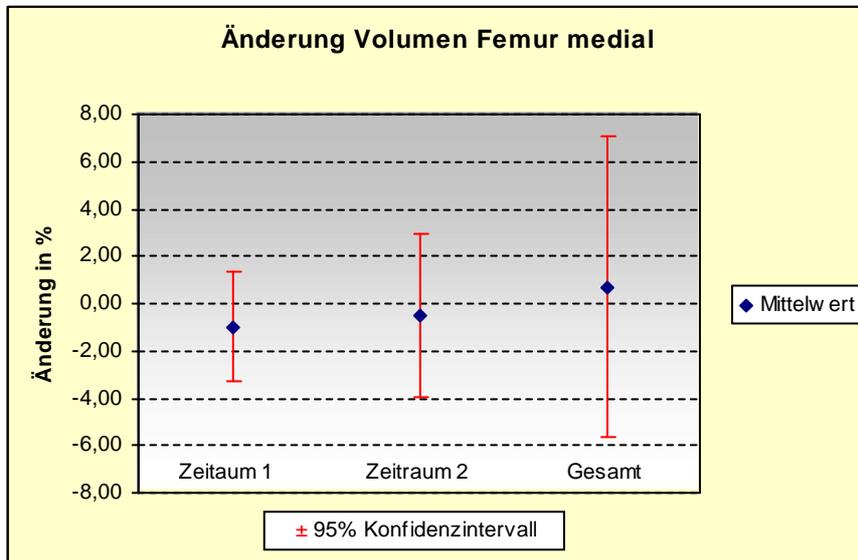


Diagramm 5-9: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des medialen femoralen Knorpelvolumens

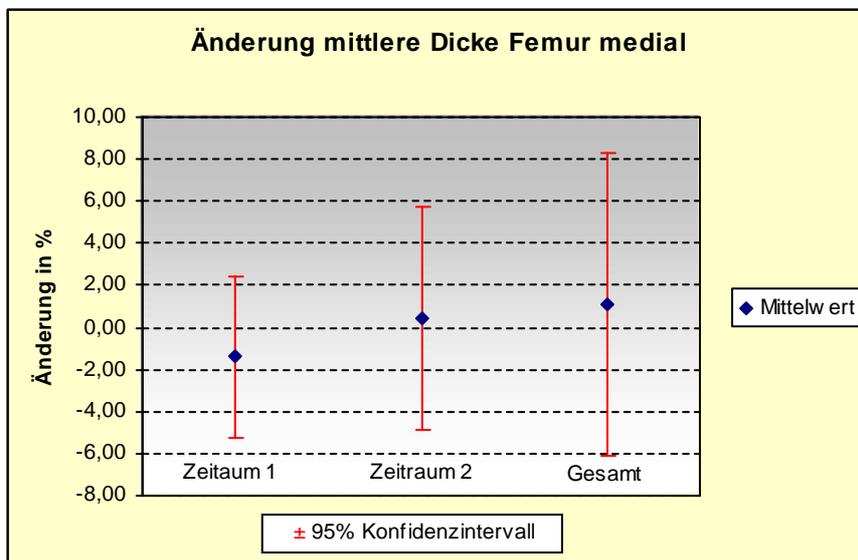


Diagramm 5-10: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der mittleren Dicke im medialen Femurkompartiment

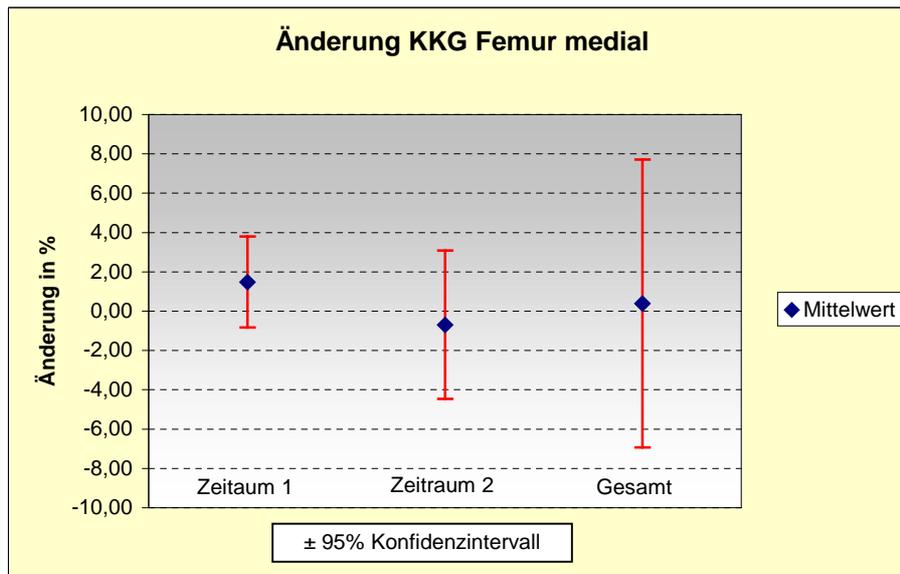


Diagramm 5-11: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der Knorpel-Knochengrenze (KKG) im medialen Femurkompartiment

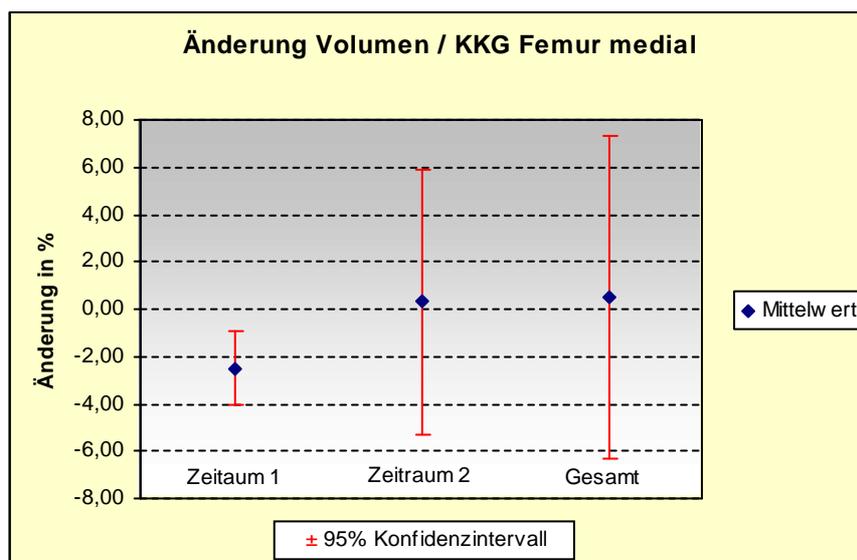


Diagramm 5-12: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des Verhältnisses von Volumen zur Knorpel-Knochengrenze im medialen Femurkompartiment

5.2.4. Tibia

5.2.4.1 Laterales Kompartiment

Für das Volumen, die Knorpel-Knochengrenze (KKG) und das Verhältnis von Volumen und KKG konnte über alle drei Messzeiträume hinweg keine signifikante Änderung gefunden werden. Die Ober- und Untergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle lagen alle im positiven und negativen Bereich.

	1. Messung	2. Messung	3. Messung	Zeitraum 1	Zeitraum 2	Gesamt
Volumen						
Mittelwert	1639,16 ml	2027,28 ml	2019,29 ml	-3,05%	0,02%	-1,41%
StabW	400,74	693,09	663,25	3,18	6,36	2,83
95 % KI	335,03	532,76	474,46	3,95	5,88	2,97
Mittlere Dicke						
Mittelwert	1,44 mm	1,58 mm	1,57 mm	-1,78%	-0,79%	-2,37%
StabW	0,19	0,26	0,29	2,08	4,00	0,72
95 % KI	0,16	0,2	0,21	2,58	3,7	0,76
KKG						
Mittelwert	954,64 mm²	1084,8 mm²	1078,3 mm²	-1,09%	-0,63%	-1,24%
StabW	177,78	252,03	212,16	3,52	4,12	3,32
95 % KI	148,63	193,73	151,77	4,37	3,81	3,48
Volumen / KKG						
Mittelwert	1,71 mm	1,83 mm	1,84 mm	-1,96%	0,67%	-0,15%
StabW	0,17	0,24	0,26	2,82	5,08	2,07
95 % KI	0,14	0,19	0,19	3,5	4,7	2,17

Tabelle 5-5: Mittelwerte, Standardabweichungen (StabW) und das 95%-Konfidenzintervall der absoluten Messwerte sowie der Differenzen in Prozent (%).

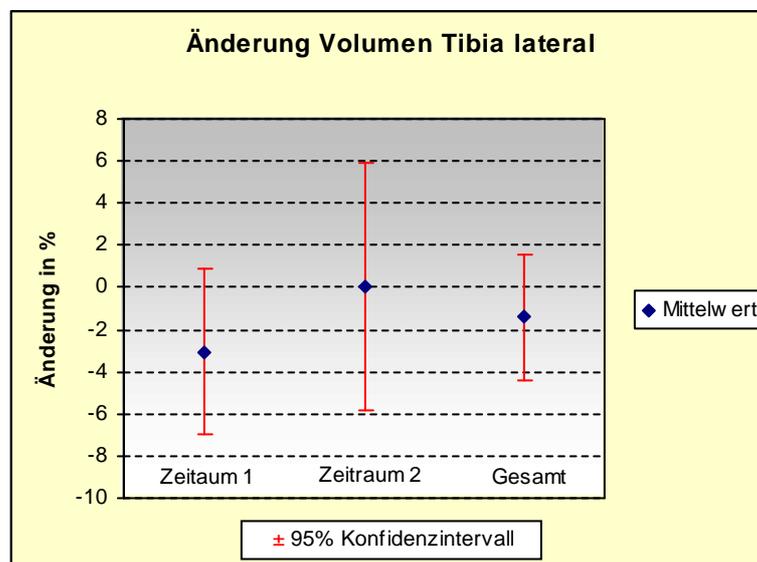


Diagramm 5-13: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des lateralen tibialen Knorpelvolumens

Die mittlere Dicke des lateralen Tibiakompartmentes zeigte auf den Gesamtzeitraum gesehen eine Abnahme um 2,37 %. Die Ober- und Untergrenzen der 95%-Konfidenzintervalle des Gesamtzeitraumes lagen mit Werten von -1,61 bis -3,13 beide im negativen Bereich.

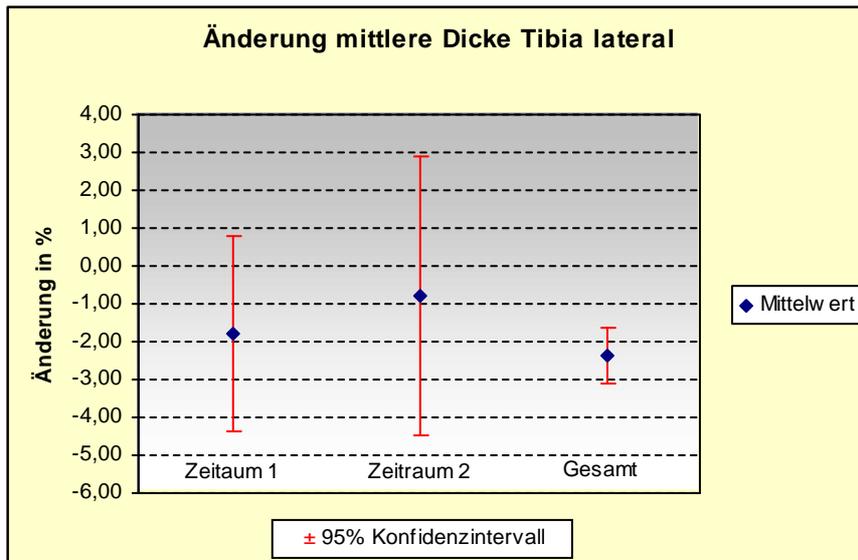


Diagramm 5-14: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der mittleren Dicke im lateralen Tibiakompartiment

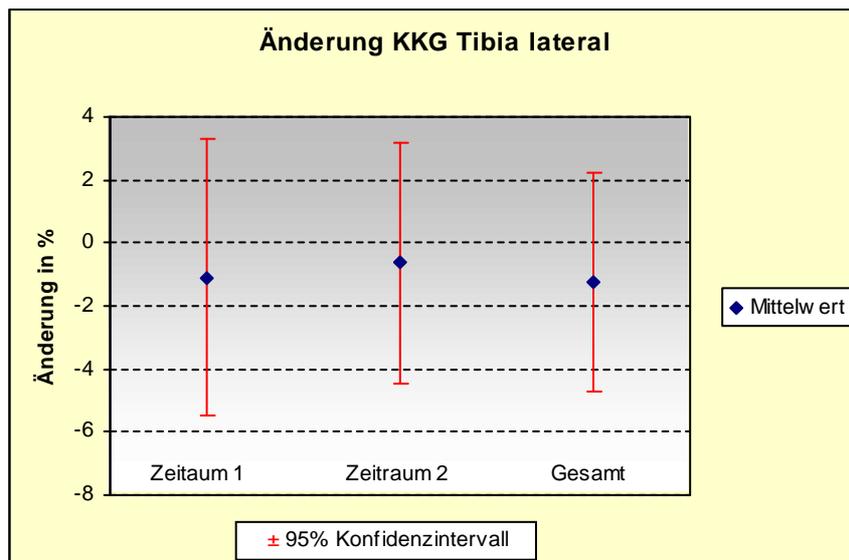


Diagramm 5-15: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der Knorpel-Knochengrenze (KKG) im lateralen Tibiakompartiment

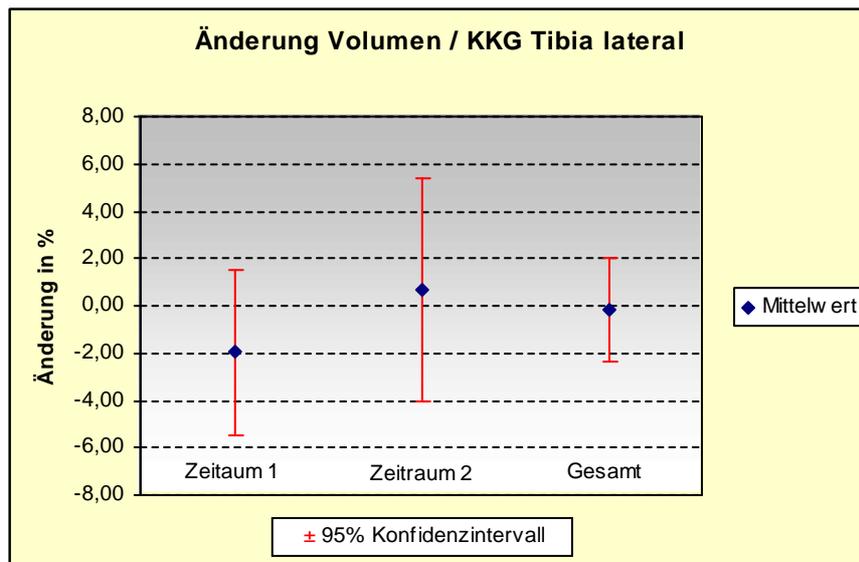


Diagramm 5-16: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle des Verhältnisses der Differenzen in Prozent (%) von Volumen zur Knorpel-Knochengrenze im lateralen Tibiakompartiment

5.2.4.2 Mediales Kompartiment

Im medialen Kompartiment der Tibia konnte für das Knorpelvolumen, die mittlere Dicke, die Knorpel-Knochengrenze (KKG) sowie für das Verhältnis aus Volumen und KKG über alle Messzeiträume hinweg keine signifikante Veränderungen gefunden werden. Die Ober- und Untergrenzen des 95%-Konfidenzintervalls erstreckten sich bei den ausgewerteten Datensätzen vom positiven bis in den negativen Bereich.

	1. Messung	2. Messung	3. Messung	Zeitraum 1	Zeitraum 2	Gesamt
Volumen						
Mittelwert	1782,34 ml	1971,99 ml	1948,46 ml	0,19%	-1,98%	-2,1%
StabW	354,37	527,39	464,52	2,92	4,52	6,14
95 % KI	327,74	440,91	332,29	4,65	4,18	6,45
Mittlere Dicke						
Mittelwert	1,33 mm	1,33 mm	1,37 mm	0,32%	-0,42%	-0,31%
StabW	0,2	0,26	0,24	2,47	4,56	5,37
95 % KI	0,19	0,22	0,17	3,94	4,22	5,64
KKG						
Mittelwert	1103,57 mm²	1211,18 mm²	1169,17 mm²	0,17%	-1,53%	-1,59%
StabW	188,06	211,46	192,15	2,74	3,01	2,60
95 % KI	173,93	176,78	137,46	4,37	2,78	2,73
Volumen / KKG						
Mittelwert	1,62 mm	1,61 mm	1,66 mm	-0,04%	-0,46%	-0,56%

StabW	0,19	0,23	0,22	2,37	3,72	4,59
95 % KI	0,17	0,19	0,16	3,76	3,44	4,81

Tabelle 5-6: Tabelle 5-7: Mittelwerte, Standardabweichungen (StabW) und das 95%-Konfidenzintervall der absoluten Messwerte sowie der Differenzen in Prozent (%).

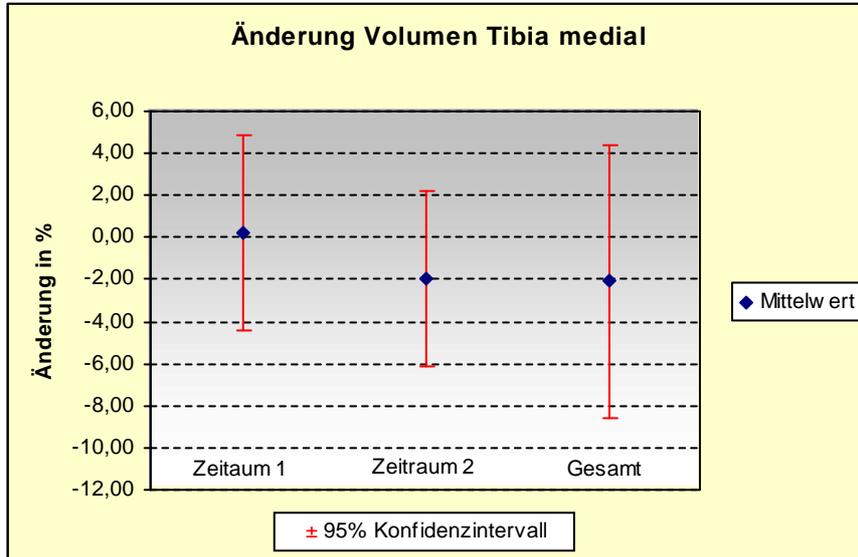


Diagramm 5-17: Diagramm 5-18: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des medialen tibialen Knorpelvolumens

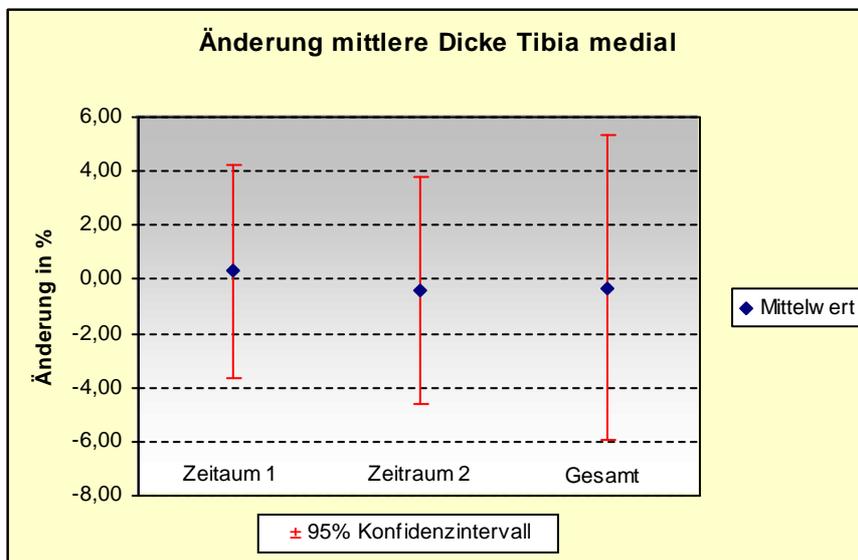


Diagramm 5-19: : Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der mittleren Dicke im medialen Tibiakompartiment

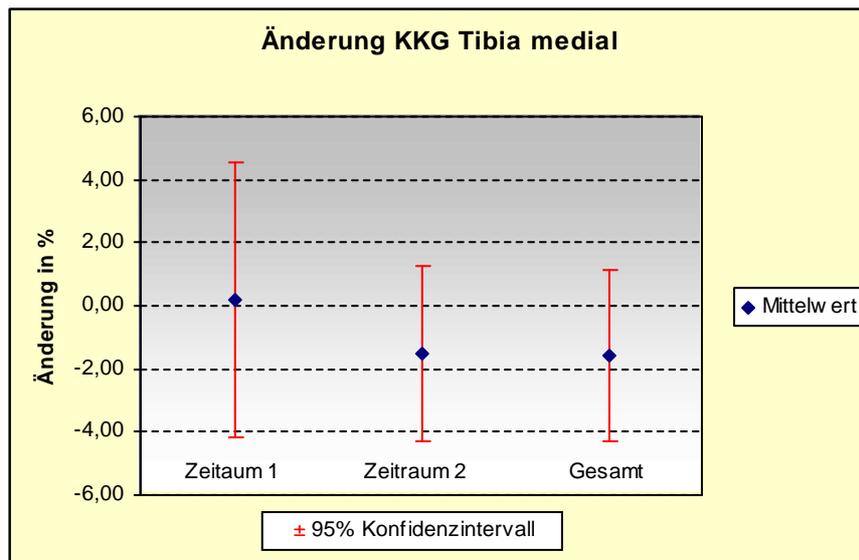


Diagramm 5-20: : Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) der Knorpel-Knochengrenze (KKG) im medialen Tibiakompartiment

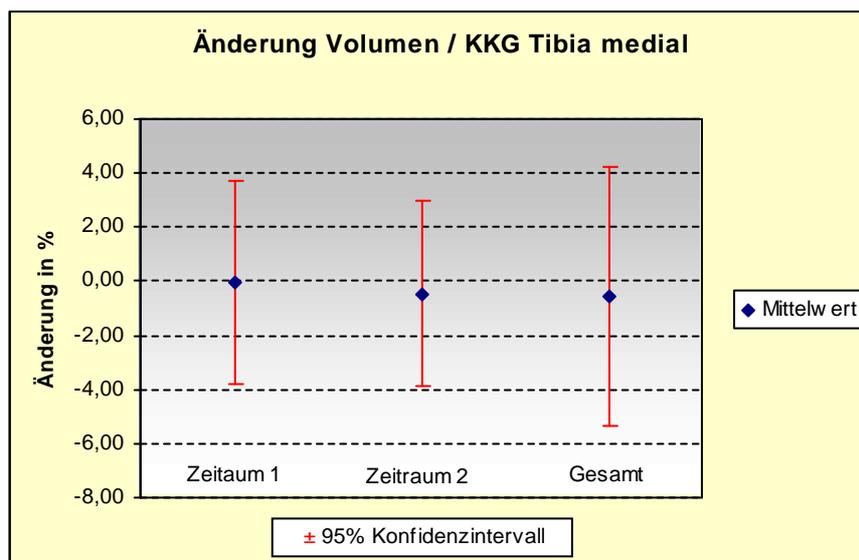


Diagramm 5-21: Mittelwerte und 95%-Konfidenzintervalle der Differenzen in Prozent (%) des Verhältnisses von Volumen zur KKG im medialen Tibiakompartiment

5.3. Radiologische Auswertung

5.3.1. WORMS-Score

Erste Aufnahmeserie

67% der ersten Aufnahmeserie wurden präoperativ, 33 % postoperativ, durchschnittlich 2 (\pm 1,7) Tage nach der VKB-Plastik, erstellt. Am häufigsten zeigten sich Veränderungen im medialen Femorotibialgelenkkompartiment (77%), gefolgt vom lateralen Femorotibialgelenk (67%) und dem Patellofemoralgelenk (44%).

78% der Kniegelenke zeigten ein Knochenmarködem, wobei das mediale und das laterale Femorotibialgelenk mit jeweils 56% am häufigsten betroffen waren. In 33% der Fälle zeigten sich chronische Knorpelschäden sowie eine radiologisch quantifizierbare Knochenabnützung, dabei war das mediale Femorotibialgelenk am häufigsten betroffen. Knochenzysten zeigten sich in 22%, gleichmäßig verteilt auf das laterale Femorotibialgelenk und die Region S. Osteophyten waren in 22% der untersuchten Kniegelenke ausschließlich im medialen Femorotibialgelenk nachzuweisen.

Ein Meniskusschaden zeigte sich in 88% der Fälle, wobei immer der mediale Meniskus betroffen war. Bei einem Patienten konnten die Aufnahmen aufgrund von Artefakten in diesem Bereich nicht beurteilt werden. Bandverletzungen (mediales/laterales Seitenband, vorderes/hinteres Kreuzband) konnten in 67% der Fälle dokumentiert werden, wobei der Score keine Unterscheidung zwischen den einzelnen Bändern beinhaltet und somit auch die zum Teil noch rupturierten vorderen Kreuzbänder – bei einigen der Patienten wurde die erste Aufnahme präoperativ durchgeführt - mit in diese Zahl einfließen. Ein Gelenkerguss zeigte sich bei 89% der Patienten.

	MFTG	LFTG	PFG	Region S	Total
Knorpelschaden	33%	22%	22%		33%
Knochenmarködem	56%	56%	11%	33%	78%
Knochenzysten	0%	11%	0%	11%	22%
Knochenabnützung	33%	22%	0%		33%
Randosteophyten	22%	0%	0%		22%
Kompartiment total	77%	67%	44%		
Menisci	88%	0%			88%
Ligamenta					67%
Gelenkerguss/Synovitis					89%
Total					100%

Tabelle 5-8: Beteiligung der einzelnen Kompartimente des Kniegelenks anhand der ersten Aufnahmen (in Prozent (%); MFTG= mediales Femorotibialgelenk, LFTG= laterales Femorotibialgelenk, PFG= Patellofemoralgelenk)

Zweite Aufnahmeserie

Die zweite Aufnahmeserie wurde durchschnittlich 44,5 Monaten (± 7) nach der ersten Aufnahme durchgeführt.

In dieser zweiten Aufnahmereihe waren am häufigsten das mediale Femorotibialgelenk (56%), gefolgt vom Patellofemoralgelenk (44%) und dem lateralen Femorotibialgelenk (22%) von Veränderungen betroffen.

Ein Knochenmarködem konnte nur noch in 11% der untersuchten Kniegelenke festgestellt werden, wobei dieses zu 100% in der Patella vorhanden war. Knorpelschäden, eine Knochenabnützung sowie Randosteophyten zeigten sich jeweils in 33% der Fälle. Das mediale Femorotibialgelenk war im Falle der Knorpelschäden und der Knochenabnützung am häufigsten betroffen (33%), das Patellofemoralgelenk zeigte eine deutliche Zunahme an Osteophyten (33%). Die Region S konnte bei zwei Patienten im Hinblick auf ein Knochenmarködem beziehungsweise Knochenzysten aufgrund von Metallartefakten, verursacht durch die Schrauben der VKB-Ersatzplastik, nicht beurteilt werden.

Meniskusschäden zeigten sich nur noch in 56% der Fälle, wobei immer der mediale Meniskus betroffen war. Bandverletzungen (mediales/laterales Seitenband, vorderes/hinteres Kreuzband) konnten in 22% der Fälle dokumentiert werden. Eine Patientin zeigte eine Teilruptur der VKB-Ersatzplastik. Ein Gelenkerguss war bei 67% der Patienten vorhanden.

	MFTG	LFTG	PFG	Region S	Total
Knorpelschaden	33%	11%	22%		33%
Knochenmarködem	0%	0%	11%	0%	11%
Knochenzysten	22%	11%	0%	0%	22%
Knochenabnützung	33%	11%	0%		33%
Randosteophyten	22%	0%	33%		33%
Kompartiment total	56%	22%	44%		
Menisci	56%	0%			56%
Ligamenta					22%
Gelenkerguss/Synovitis					67%
Total					100%

Tabelle 5-9: Beteiligung der einzelnen Kompartimente des Kniegelenks anhand der zweiten Aufnahmen (in Prozent (%); MFTG= mediales Femorotibialgelenk, LFTG= laterales Femorotibialgelenk, PFG= Patellofemoralgelenk) Kellgren & Lawrence-Score

Vergleich der beiden Aufnahmeserien

Im direkten Vergleich der die Gelenkfläche betreffenden Beurteilungskriterien ist insbesondere die deutlich Abnahme des Knochenmarködems von 78% auf 11% hervorzuheben. Die in den ersten Aufnahmen festgestellten Knochenzysten zeigten, ebenso wie die bei den Kriterien „Knorpelschaden“ und „Knochenabnützung“ gefundenen Veränderungen, im Vergleich zu den Folgeaufnahmen keine Zu- oder Abnahme. Bei 33% der Patienten konnten hingegen neue Randosteophyten im Patellofemoralgelenk nachgewiesen werden.

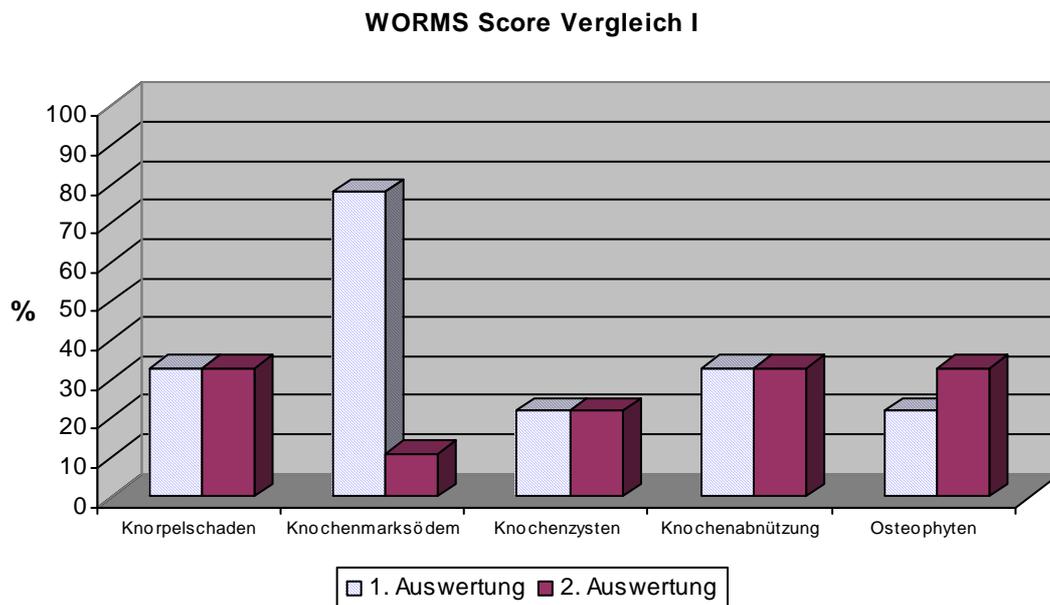


Diagramm 5-22: Vergleich der Ergebnisse der Knorpelmorphologie des WORMS-Scores innerhalb des Untersuchungszeitraumes

Die anhand der zweiten Aufnahmeserie festgestellten Meniskusschäden zeigten einen Rückgang im Vergleich zu der ersten um 32%. Hier muss berücksichtigt werden, dass der Worms Score für einen teil- bzw. vollresizierten Meniskus drei bzw. vier Punkte vorsieht.

Ein ähnliches Ergebnis zeigte sich bei der Beurteilung der Gelenkergüsse. Hier konnte eine Abnahme um 22% festgestellt werden. Deutlich geringer im Vergleich zur ersten Auswertung fiel die Anzahl an festgestellten Bandverletzungen mit 22% im Vergleich zu 67% vorher aus, wobei es sich hier, abgesehen von der bereits erwähnten Teilruptur der VKB-Ersatzplastik bei einer Patientin, ausschließlich um Verletzungen der Seitenbänder handelte.

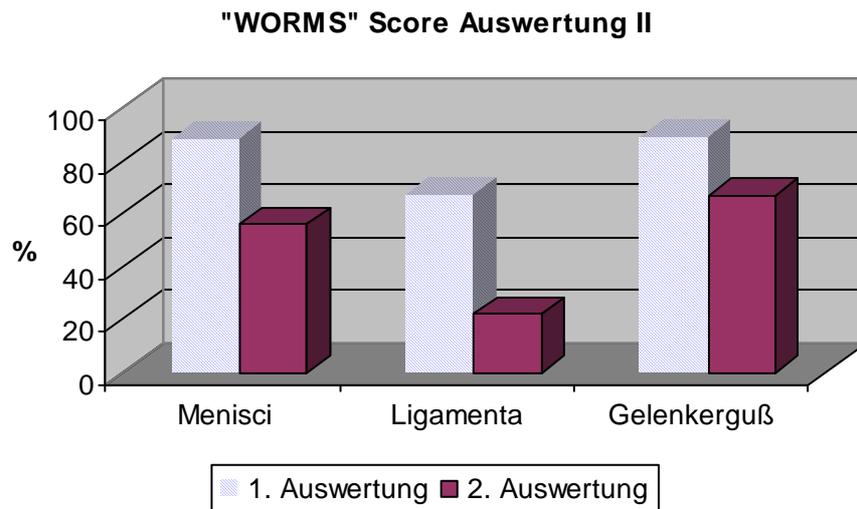


Diagramm 5-23: Vergleich der Ergebnisse der Knorpelmorphologie des WORMS-Scores innerhalb des Untersuchungszeitraumes

Die Tabellen 5-4 und 5-5 zeigen die durchschnittlich erreichte Punktezahl und die dazugehörige Standardabweichung für jedes Kompartiment und jedes Untersuchungskriterium beider Aufnahmen.

	MFTG	LFTG	PFG	Region S	Total
Knorpelschaden	6,3 (10,7)	3,4 (10)	0,2 (0,4)		3,3 (3,1)
Knochenmarködem	2,3 (2,8)	3,6 (3,6)	0,2 (0,7)	0,7 (1,1)	1,7 (1,5)
Knochenzysten	-	0,2 (0,7)	-	0,1 (0,3)	0,1 (1,5)
Knochenabnützung	0,6 (0,9)	0,4 (0,9)	-		0,3 (0,3)
Randosteophyten	0,3 (0,7)	-	0,6 (1,3)		0,3 (0,3)
Kompartiment total	1,9 (2,6)	1,5 (1,8)	0,2 (0,2)		
Menisci	2 (1,7)	-			1,0 (1,4)
Ligamenta					0,9 (0,8)
Gelenkerguss/Synovitis					1,9 (0,9)
Total					1,2 (1,0)

Tabelle 5-4: Durchschnittliche Anzahl an Punkten und Standardabweichungen, Auswertung der 1. Aufnahmen

	MFTG	LFTG	PFG	Region S	Total
Knorpelschaden	6,3 (10,7)	3,3 (10)	0,2 (0,4)		3,3 (3,1)
Knochenmarködem	-	-	0,1 (0,3)	-	-
Knochenzysten	0,2 (0,4)	0,2 (0,7)	-	-	0,1 (0,1)
Knochenabnutzung	0,6 (0,9)	0,2 (0,7)	-		0,3 (0,3)
Randosteophyten	0,3 (0,7)	-	0,7 (1,3)		0,3 (0,4)
Kompartiment total	1,5 (2,7)	0,7 (1,4)	0,2 (0,3)		
Menisci	1,7 (1,9)	-			0,9 (1,2)
Ligamenta					0,2 (0,4)
Gelenkerguss/Synovitis					1,1 (1,1)
Total					0,8 (1,1)

Tabelle 5-5: Durchschnittliche Anzahl an Punkten und Standardabweichungen, Auswertung der 2. Aufnahmen

5.3.2. Kellgren & Lawrence-Score

Im Anschluss an die Erhebung des dritten und letzten MRT-Datensatzes wurden von jedem Patienten jeweils eine anterior-posteriore sowie eine seitliche konventionelle Röntgenaufnahme des Kniegelenks im Stehen angefertigt. Der Großteil der Aufnahmen (67%) wurden mit null Punkten nach Kellgren & Lawrence bewertet und zeigten somit keine zu diesem Zeitpunkt röntgenologisch sichtbaren osteoarthrotische Veränderungen. Ein Punkt (minimale Osteophyten) und zwei Punkte (Osteophyten, Gelenkspalt unverändert) wurde in keinem der Fälle vergeben. Zwei Patienten erhielten drei Punkte (mäßige Verringerung des Gelenkspaltes) und ein Patient wurde mit der beim Kellgren & Lawrence-Score maximal zu vergebende Punktezahl von vier Punkten (Gelenkspalt deutlich verringert, subchondrale Sklerose) bewertet. Alle dokumentierten Veränderungen wurden ausschließlich im medialen Kompartiment beobachtet.

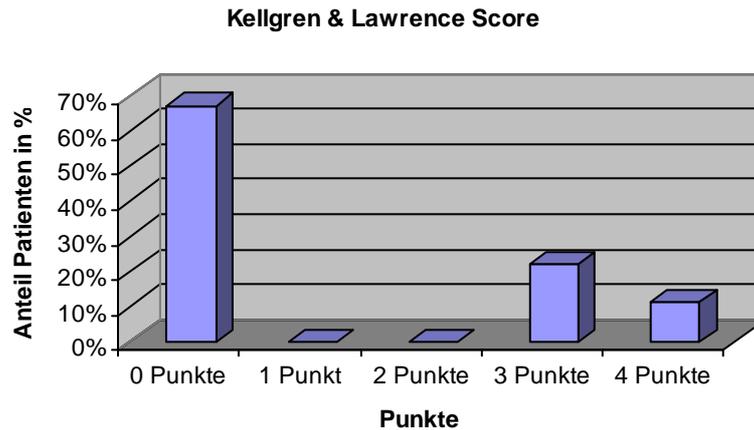


Diagramm 5-24: Prozentualer Anteil an erreichten Punkten nach Kellgren & Lawrence

5.4. Klinische Nachuntersuchungen

5.4.1. Lysholm Score

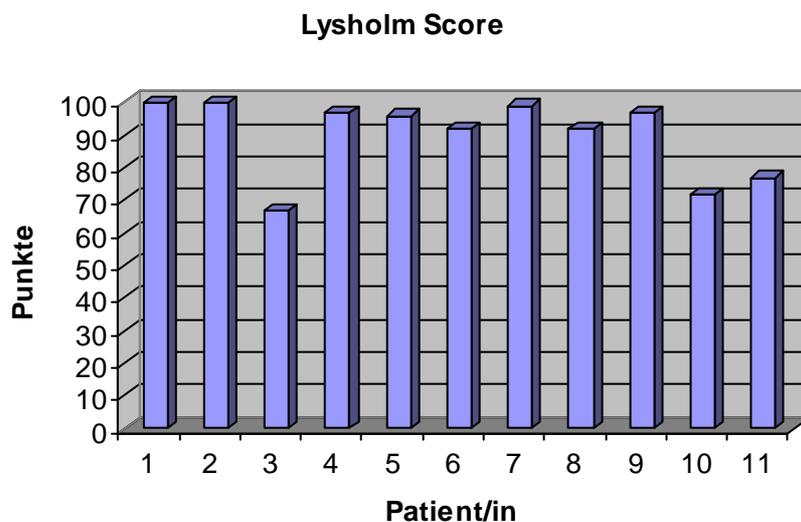


Diagramm 5-25: Maximal erreichte Punktzahl jedes Patienten

55 % der Patienten erreichten in der Auswertung des Lysholm Scores ein „sehr gut“ (100-95 Punkte). 18 % der Patienten konnten mit einem „gut“ (94 – 80 Punkte) und 27 % mit einem „befriedigend“ (79 – 50 Punkte) bewertet werden. Die durchschnittlich erreichte Punktzahl war 90.

5.4.2. Score der OAK

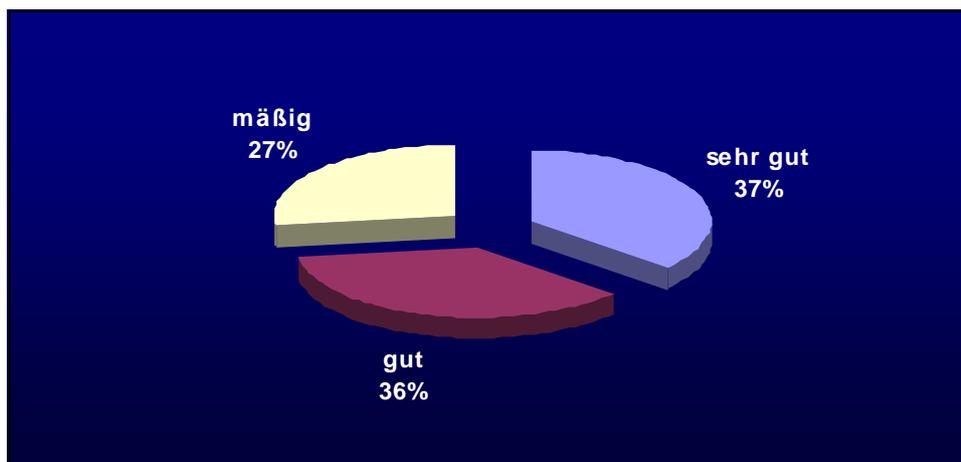


Diagramm 5-26: Auswertung OAK Score

Die Auswertung des OAK Scores zeigt eine annähernd gleiche Verteilung auf die ersten beiden Bewertungsstufen („sehr gut“ und „gut“) mit 37% und 36%. Weitere 27% der Patienten konnten mit einem „mäßig“ (Stufe 3) bewertet werden, wohingegen die letzte Stufe „schlecht“ von keinem der Patienten erreicht wurde.

5.4.3. Tegner Aktivitätsscore

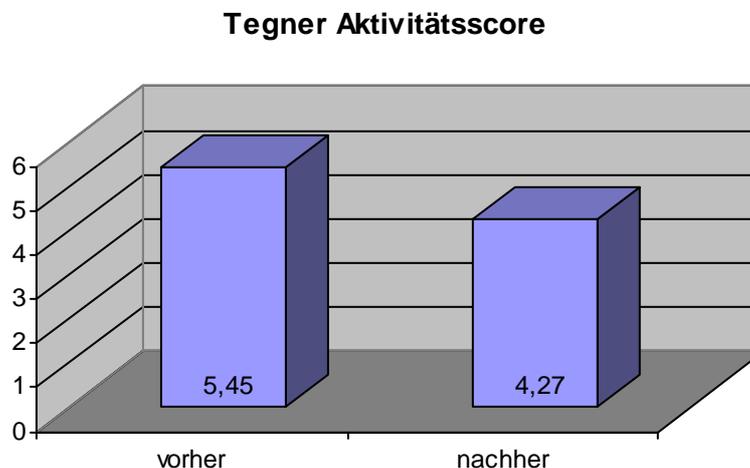


Diagramm 5-27: Auswertung des Tegner Aktivitätsscore vor und nach VKB-Plastik

Vor dem Unfallereignis mit anschließender Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes konnte ein „Tegner Aktivitätsscore“ von durchschnittlichen 5,45 Punkten erhoben werden. Verglichen mit dem durchschnittlichen Punktwert von 4,27 nach dem Unfallereignis ist dies ein Rückgang in der sportlichen Aktivität der Patienten um 22 %.

5.4.4. Arthrometer KT-1000

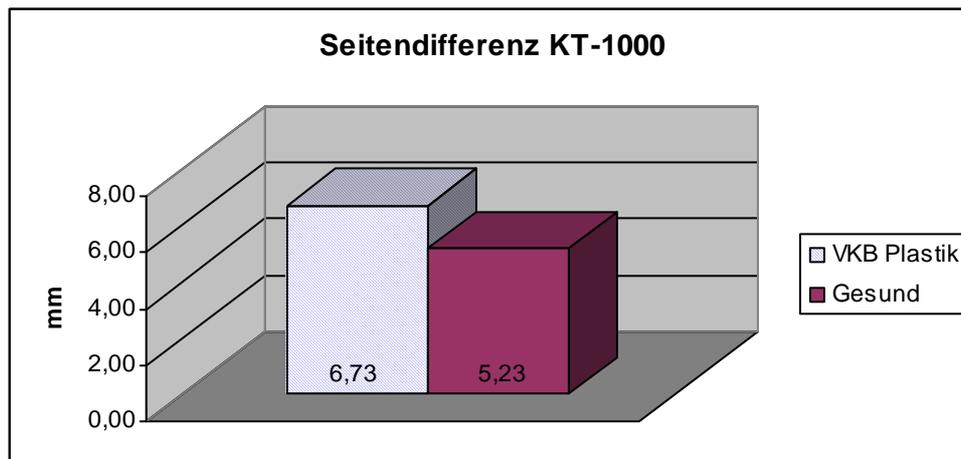


Diagramm 5-28: Seitendifferenz zwischen operiertem und gesundem Kniegelenk mit dem Arthrometer KT-1000 in mm

Es zeigte sich eine durchschnittliche Seitendifferenz von 1,5mm, wobei von den operierten Kniegelenken im Durchschnitt die höheren Werte erreicht wurden.

	VKB-Plastik	Gesund	Differenz
Maximal	6,73 ± 1,74	5,23 ± 1,81	1,5 ± 1,5

Tabelle 5-10: Vordere tibiale Translation mit dem Arthrometer KT-1000 (Mittelwerte und Standardabweichungen)

5.5. Zusammenfassung der Ergebnisse

Anhand der quantitativen Knorpelmessung konnten wir über einen Zeitraum von durchschnittlich 44,5 Monaten hinweg keine signifikanten Veränderungen des Knorpelvolumens, der Knorpeldicke, der Knorpel-Knochengrenze sowie des Verhältnisses aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze erkennen.

Anhand der im Anschluss an die letzte kernspintomographische Datenerhebung angefertigten konventionellen Röntgenbilder wurden drei Patienten mit einer „moderaten“ bis „erheblichen“ Gonarthrose nach dem Kellgren & Lawrence-Score nach annähernd vier Jahren beurteilt. Alle diese Patienten zeigten anhand der letzten MRT Aufnahmen deutliche Knorpelschäden (durchschnittlich 35% der für diese Kategorie maximal möglichen Punktezahl anhand des WORMS-Scores). Bei allen anderen Patienten mit einem Kellgren & Lawrence-Score von null Punkten konnte in keinem der Fälle ein Knorpelschaden bei der Beurteilung der MRT-Bilder festgestellt werden.

Bei zwei der drei Patienten mit einem Kellgren & Lawrence-Score von drei beziehungsweise vier Punkten zeigten sich weiterhin erhebliche Meniskusschäden (partielle/totale Resektion; drei und fünf Punkte nach WORMS). Allerdings zeigten sich auch bei 50% der Patienten ohne Arthrosezeichen nach Kellgren & Lawrence Meniskusschäden, wobei diese weniger stark ausgeprägt waren im Vergleich zu der anderen Patientengruppe (durchschnittlich zwei Punkte nach WORMS).

Beim Vergleich der radiologischen Ergebnisse mit der klinischen Korrelation – erfasst anhand des Lysholm, OAK und Tegner Scores, sowie der patellotibialen Dislokation mit Hilfe des Arthrometers KT-1000 – zeigten sich unterschiedliche Ergebnisse. Zwei der drei nach Kellgren & Lawrence mit “moderat” beziehungsweise “mäßig“ beurteilten Patienten erreichten bei der Auswertung des Lysholm und OAK Scores ebenfalls nur ein “befriedigend” (50-79 Punkte) beziehungsweise “mäßig” (71-80 Punkte). Auch bei der Auswertung des Arthrometers KT-1000 zeigte sich bei diesen Patienten mit Werten von 2 mm und 3 mm eine über dem von uns im Durchschnitt gemessene Dislokation der Tibia gegenüber dem Femur von 1,5 mm. Der Tegner Aktivitätsscore zeigte bei diesen Patienten keine Veränderung. Ein Patient konnte trotz eines Kellgren & Lawrence-Scores von drei Punkten (moderate Arthrosezeichen) bei allen klinischen Scores mit einem “sehr gut” (Lysholm und OAK) beurteilt werden. Außerdem ließ sich keine Seitendifferenz in der KT-1000 Messung und keine Veränderung beim Aktivitätsscore nach Tegner bei diesem Patienten feststellen.

Mit Ausnahme der Patientin, bei der in der zweiten Nachuntersuchung eine Reruptur der Kreuzbandplastik festgestellt wurde, konnten alle Patienten mit einer Kellgren & Lawrence Beurteilung von null Punkten (keine Anzeichen einer Arthrose) auch anhand des Lysholm und OAK Scores durchweg mit einem “gut” beziehungsweise “sehr gut” bewertet werden. Der Tegner Aktivitätsscore sowie die Messung mit dem Arthrometer KT-1000 zeigten allerdings sehr unterschiedliche Ergebnisse von keiner Seitendifferenz bis hin zu 3 mm beziehungsweise von keiner Änderung im Aktivitätsniveau bis hin zu 50% Abnahme der körperlichen Aktivität nach dem Trauma.

Die Patientin, bei der eine Reruptur der Ersatzplastik festgestellt wurde, konnte zwar mit einem Kellgren & Lawrence-Score von null Punkten bewertet werden, jedoch erreichte sie anhand des OAK und Lysholm Scores nur ein “mäßig” beziehungsweise “befriedigend”. Die Messung mit dem Arthrometer KT-1000 zeigte eine Seitendifferenz von 3 mm. Die Auswertung des Tegner Aktivitätsscores ergab eine Abnahme der Aktivität um einen Punkt.

6. Diskussion

6.1. *Diskussion des Materials*

6.1.1. Probanden

Alle Patienten wurden aus dem normalen Patientengut der Orthopädischen Klinik am Klinikum Großhadern ausgewählt. Es wurde darauf geachtet, dass die Patienten anamnestisch an dem betroffenen Kniegelenk keine Vorerkrankungen beziehungsweise Vorbehandlungen aufwiesen. Von diesen Kriterien abgesehen fand keine weitere Selektion der Probanden bezüglich Unfallmechanismus, Begleitverletzungen oder Art der operativen Versorgung statt.

6.2. *Diskussion der Methoden*

6.2.1. Quantitative Knorpelmessung

Die Kernspintomographie als nicht-invasives, valides und reproduzierbares Verfahren in Verbindung mit einer hochauflösenden, fettunterdrückten T1-gewichteten Flash („Fast Low Angle Shot“) 3D-Sequenz mit selektiver Wasseranreicherung zur optimalen Darstellung des Gelenkknorpels stellt die Methode der Wahl zur quantitativen Messung von Knorpelvolumen- und dicke dar (Cohen et al., 1999;Eckstein et al., 1995a;Eckstein et al., 1997;Eckstein and Glaser, 2004;Glaser et al., 2001;Peterfy et al., 1994a;Recht et al., 1993;Sittek et al., 1996). Ein großer Vorteil dieser MRT-Sequenz mit selektiver Wasseranreicherung im Gegensatz zu der sonst verwendeten Fettunterdrückung (siehe Kapitel 4: „Material und Methode“) bestand in der erheblichen Verkürzung der Akquisitionszeit bei gleicher Bildqualität (Cohen et al., 1999;Eckstein et al., 1996a;Eckstein et al., 1997;Eckstein et al., 1998a;Glaser et al., 2001;Graichen et al., 2000;Peterfy et al., 1994a;Sittek et al., 1996). Ein Vorteil der MRT ist die fehlende Strahlenbelastung, die wiederholte Messungen erlaubt, ohne mit einem Gesundheitsrisiko rechnen zu müssen (Hutton and Vennart, 1995;Shellock and Kanal, 1991).

Die anschließend durchgeführte dreidimensionale Rekonstruktion („3D-MR-ChondroCrassometrie“) ermöglicht eine sehr genaue Bestimmung und Darstellung der quantitativen Verteilung insbesondere von Knorpeldicke- und volumen (Eckstein et al., 1995b;Eckstein et al., 1995e;Eckstein et al., 1995a;Eckstein et al., 1996a;Eckstein et

al., 1998c;Eckstein et al., 2001;Eckstein and Glaser, 2004;Lösch et al., 1995). Die Knorpelplatten werden hierbei unabhängig von der ursprünglichen Schnittführung berechnet, wodurch mögliche Messfehler durch unterschiedliche Schnittführung und Angulierung eliminiert werden können (Eckstein et al., 1996a;Eckstein et al., 1996c;Eckstein et al., 1998a;Eckstein et al., 1998c;Eckstein et al., 2001;Peterfy et al., 1994a). Im Gegensatz zu früheren Studien, in denen Daten nur an einzelnen Messlokalisationen erhoben wurden (Dalla et al., 1997;Karvonen et al., 1994;Meachim, 1971;Meachim et al., 1977), ermöglicht die dreidimensionale Rekonstruktion hingegen die Anwendung von mathematischen Algorithmen wie die euklidische Distanztransformation auf die gesamte Knorpelplatte, um so die mittlere Knorpeldicke zu berechnen (Cohen et al., 1999;Stammberger et al., 1999a;Stammberger et al., 1999b).

Verschiedenste Studien konnten zeigen, dass das Verfahren der dreidimensionalen Knorpelrekonstruktion inzwischen ebenso valide Untersuchungsergebnisse liefert, wie sie bisher nur durch aufwändigere Methoden wie der Wasserverdrängung von chirurgisch entferntem Knorpelgewebe (Burgkart et al., 2001;Peterfy et al., 1994a;Piplani et al., 1996), anatomische Schnitte (Eckstein et al., 1996a;Eckstein et al., 1996c;Eckstein et al., 1997), A-Mode Ultraschall (Eckstein et al., 1997;Graichen et al., 2000), CT-Arthrographie (Eckstein et al., 1997;Eckstein et al., 1998c;Eckstein et al., 2001;Graichen et al., 2000) und Stereophotogrammetrie (Cohen et al., 1999) zu gewinnen waren. Das mehrfach bewiesene hohe Maß an Reproduzierbarkeit dieser in vivo Technik bestätigt diese Methode als etabliert und zukunftssträftig auf dem Gebiet der nicht invasiven quantitativen Knorpelmessung (Eckstein et al., 1998b;Eckstein et al., 2001;Heudorfer et al., 2000;Hyhlik-Durr et al., 2000;Stammberger et al., 1999a).

Weitere Studien konnten zeigen, dass es ebenfalls möglich ist, einen Knorpelverlust bei einer Gonarthrose nicht invasiv und genau zu quantifizieren (Burgkart et al., 2001;Cicuttini et al., 2000;Cicuttini et al., 2001;Glaser et al., 2003;Hardya et al., 2000;Hyhlik-Durr et al., 1999).

Die Segmentierung der einzelnen Knorpelplatten aller drei MRT-Datensätze jedes Probanden stellte trotz der Hilfe der semiautomatischen „B-Spline-Snake“ Routine den zeitaufwendigsten Schritt in der digitalen Nachbearbeitung und Berechnung der Knorpeldicke- und volumina dar. Insbesondere in den peripheren Abschnitten waren häufig manuelle Korrekturen zur exakten anatomischen Abgrenzung durch den Be-

arbeiter notwendig. Das Gleiche gilt für die femoropatellaren, sowie die femorotibialen Kontaktzonen. Trotzdem hat die Verwendung dieser semiautomatischen Routine eindeutig zu einer Verbesserung der Reproduzierbarkeit zwischen den einzelnen Anwendern geführt und somit die Genauigkeit der Ergebnisse noch einmal verbessert (Stammberger et al., 1999b). Die hohe Validität und Reproduzierbarkeit dieser Methode ermöglicht es somit, die Dicke und das Volumen des Kniegelenkknorpels zuverlässig in vivo zu bestimmen. Es bleibt aber trotzdem kritisch anzumerken, dass die hohe Präzision dieser Methode erstens von der Technik der Bildakquirierung und zweitens von der Bildanalyse beziehungsweise der dreidimensionalen Rekonstruktion abhängig ist (Eckstein and Glaser, 2004).

In der vorliegenden Studie waren die MRT Datensätze der letzten Aufnahmeserie von uns innerhalb weniger Wochen unter ständiger Kontrolle der Qualität akquiriert worden. Die MRT Datensätze der ersten beiden Aufnahmeserien wurden im klinischen Routinebetrieb durch verschiedene Röntgenassistenten gewonnen, was teilweise zu einer stark unterschiedlichen Qualität führte. Im Nachhinein mussten deshalb zwei Datensätze aufgrund zu schlechter und deshalb nicht auswertbarer Bildqualität aus der Studie ausgeschlossen werden, bei zwei weiteren Datensätzen konnte nur ein Teil der Sequenzen verwendet werden.

6.2.2. Radiologische Auswertung

Die Fähigkeit, alle strukturellen Abnormalitäten einer vorhandenen Osteoarthrose anhand von radiologischen, nicht invasiven Untersuchungstechniken verlässlich zu quantifizieren, ist ein seit langem bestehendes Ziel in der Arthroreforschung (Conaghan et al., 2006). Hier steht die Kernspintomographie als nicht invasive, sehr präzise Methode insbesondere bei der Abklärung von Kapselband-, Meniskus- und Knorpelläsionen (Burgkart et al., 1995;Glashow et al., 1989;Kramer et al., 1995;Spindler et al., 1993;Stabler et al., 2000;Vellet et al., 1989) der konventionellen Röntgendiagnostik als einfache und leicht verfügbare radiologische Untersuchungsmethode mit hoher Ortsauflösung gegenüber (Bongers et al., 1988).

Pathologische Veränderungen, zum Beispiel im Rahmen einer Osteoarthrose, können anhand von unterschiedlichen Bewertungssystemen („Scores“) erfasst und mit einer befriedigenden Reproduzierbarkeit wiedergegeben werden (Vignon et al., 1999). Grundsätzlich ergeben sich bei einer solchen Beurteilung anhand von definierten Scores viele Fragen, insbesondere nach der Gewichtung der einzelnen Parameter. Knochenzysten beispielsweise, welche nur gelegentlich vorkommen, stehen in keinem bewiesenen Zusammenhang zu einer Osteoarthrose (Vignon et al.,

in keinem bewiesenen Zusammenhang zu einer Osteoarthrose (Vignon et al., 1999). Diskutiert wird auch, ob die Diagnose eher auf dem Vorhandensein von Osteophyten, einer Gelenkspaltverschmälerung (als Zeichen eines Knorpelverlustes) oder beidem gestellt werden soll (Boegard and Jonsson, 1999;Felson et al., 1997). Weiterhin wird möglichst ein einzelner und erfahrener Untersucher, standardisierte Röntgenaufnahmen sowie die Verwendung eines Atlas mit Referenzaufnahmen zur Erhöhung der Reproduzierbarkeit gefordert (Altman et al., 1995;Boegard and Jonsson, 1999;Vignon et al., 1999).

In der vorliegenden Studie wurden, um eine möglichst große Standardisierung zu erreichen, die MRT-Bilder anhand des von Peterfy et al. vorgestellten WORMS-Scores und die konventionelle Röntgenbilder anhand des Kellgren & Lawrence-Scores durch den gleichen, im klinischen Routinebetrieb tätigen und erfahrenen Radiologen am Klinikum Großhadern beurteilt.

WORMS-Score

Dieser von Peterfy et al. 2004 vorgestellte Score beschreibt eine semi-quantitative Bewertungsmethode der Osteoarthrose im Kniegelenk basierend auf MRT-Bildern (Peterfy et al., 2004). Mit Hilfe des WORMS-Scores können 14 verschiedene Gelenkeigenschaften an 15 unterschiedlichen Bereichen innerhalb des Kniegelenks beurteilt werden.

Der WORMS-Score berücksichtigt eine Auswahl an Eigenschaften, von denen angenommen wird, dass sie zum einen entscheidend an der korrekten Funktion des Kniegelenks mitwirken, zum anderen aber auch in der Pathophysiologie der Osteoarthrose involviert sind. Er bewertet jede dieser Eigenschaften mit einer ausreichenden Anzahl an Punkten, je nach geschätzter Relevanz in Bezug auf die Arthroseentstehung. Die Knorpelmorphologie sowie eventuell vorhandene Osteophyten werden beispielsweise als zentrale Aspekte in der Entstehung einer Gonarthrose gesehen und somit mit der höchsten Anzahl an Punkten bewertet (84 und 98 maximal zu vergebende Punkte) (Peterfy et al., 2004).

Die Osteoarthrose wird nicht als selbstständige Krankheit, sondern als Kombination aus verschiedenen Veränderungen und Krankheitsprozessen angesehen (Buckwalter, 1995;Buckwalter and Mankin, 1998a;Hart and Spector, 1995;Watt, 2000). Ein solcher „whole organ“ Score wie der WORMS-Score hat zum Ziel diese

unterschiedlichen, an der Entstehung einer Osteoarthrose beteiligten Faktoren, zu differenzieren (Peterfy et al., 2004).

Somit stellt der WORMS-Score eine sehr genaue, aber auch zeitaufwendige und deshalb für den klinischen Alltag nur eingeschränkt verwendbare Methode zur Beurteilung einer Osteoarthrose im Kniegelenk dar. Ein Nachteil dieser Einzelbewertung könnte sein, dass es schlecht möglich ist, insbesondere bei kleinen Untersuchungsgruppen, alle erkannten und bewerteten Faktoren in einer einzigen, unidimensionalen Bewertungsskala zu vereinigen um direkte Vergleiche der Gesamtpunktezahlen zu ermöglichen. Weiterhin können verschiedene MRT-Sequenzen leicht zu einer unterschiedlichen Bewertung durch den Untersucher führen (Conaghan et al., 2006).

In der vorliegenden Studie wurden Patienten mit Zustand nach VKB-Plastik untersucht. Die Erstellung des ersten MRT Datensatzes (67% präoperative, 33 % postoperative Bilder) erfolgte im Durchschnitt 85 (\pm 128) Tage nach der Verletzung. Alle Bänder des Kniegelenks (vorderes und hinteres Kreuzband, mediales und laterales Seitenband) wurden zwar getrennt bewertet, dann aber in einer gemeinsamen Kategorie „Ligamente“ aufgeführt, da der Score keine Trennung der Ligamente vorsieht. Somit konnte dieser Kategorie nur eine eingeschränkte Aussagekraft zugesprochen werden, da die Kreuzbandplastiken von uns als „intakt“ (0 Punkte) klassifiziert wurden. Bei einer Patientin war eine Reruptur der VKB-Plastik festgestellt worden.

Ebenfalls eingeschränkt muss die Bewertung der Menisci anhand des WORMS Scores in der vorliegenden Studie beurteilt werden. Kam es bei einigen Patienten beispielsweise während der Kreuzbandoperation zu einer Meniskusnaht, fiel der Patient mit null erreichten Punkten aus der Wertung heraus. Auf der anderen Seite wurden einige Patienten teil- oder vollmeniskektomiert, was zu einer Bewertung mit drei beziehungsweise vier Punkten führte.

Im Hinblick auf die so genannte „Region S“ (siehe Kapitel 4, „Material und Methode“) konnte aufgrund von Metallartefakten, verursacht durch die eingebrachten Schrauben, bei zwei Patienten keine Aussage über das Vorhandensein von Knochenzysten beziehungsweise eines Knochenmarködems getroffen werden. Die bereits erwähnte teilweise nicht optimale Bildqualität bei einigen wenigen der nicht von uns erhobenen Datensätzen führte auch bei einer Patientin dazu, dass im ersten Datensatz keine Beurteilung der Menisci erfolgen konnte.

Kellgren & Lawrence-Score

Unter der großen Anzahl an verschiedenen Scores zur Beurteilung einer Osteoarthrose anhand konventioneller Röntgenaufnahmen ist der von Kellgren & Lawrence vorgestellte der einfachste und der im klinischen Alltag am häufigsten verwendete (Link et al., 2003; Vignon et al., 1999). Der Kellgren & Lawrence-Score wurde außerdem von der World Health Organization (WHO) als die Standardreferenz für epidemiologische Studien auf dem Gebiet der Osteoarthroseforschung anerkannt (Link et al., 2003).

Dem Vorhandensein von Osteophyten wird hierbei neben der Gelenkspaltverschmälerung, einer subchondralen Sklerose und Gelenkzysten die stärkste Gewichtung zugeordnet. Das Patellofemoralgelenk wird nicht mit berücksichtigt (Boegard and Jonsson, 1999; Kellgren and Lawrence, 1957).

Es konnte gezeigt werden, dass die Weite des Gelenkspaltes im Tibiofemoralgelenk sehr großen interindividuellen Schwankungen unterworfen ist, aber auch in hohem Maße von der Aufnahmetechnik, insbesondere bei Patienten mit einer Osteoarthrose abhängig ist (Ahlback, 1968; Boegard and Jonsson, 1999; Vignon et al., 1999). Anterior-posteriore Röntgenaufnahmen, durchgeführt im Stehen unter Belastung des Gelenks, zeigten signifikant unterschiedliche Werte des Gelenkspaltes im Vergleich zu im Liegen oder in 30° Flexion aufgenommen Bildern (Ahlback, 1968; Boegard and Jonsson, 1999; Leach et al., 1970; Piperno et al., 1998). Felson et al. schlug außerdem eine zusätzliche seitliche Aufnahme zur Verbesserung der Beurteilungsgenauigkeit vor (Felson et al., 1997).

Von unseren Patienten wurde nach der Erhebung des letzten MRT Datensatzes jeweils eine anterior-posteriore sowie eine seitliche Aufnahme des Kniegelenks im Stehen angefertigt. Dadurch erreichten wir ein hohes Maß an Standardisierung, um die anschließende Beurteilung vergleichbar zu machen. Es erfolgte ein „Grading“ im Hinblick auf das Vorhandensein von Zeichen einer Osteoarthrose nach dem Kellgren & Lawrence Score (siehe Kapitel 4 „Material und Methode“). Dazu verwendeten wir zusätzlich den von Altman et al. vorgestellten „Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis“, um unsere Bilder anhand von Standardreferenzen beurteilen zu können (Altman et al., 1995).

6.2.3. Klinische Auswertung

Für wissenschaftliche Vergleiche eignet sich insbesondere der Score der Orthopädischen Arbeitsgruppe Knie (OAK) der Schweizer Gesellschaft für Orthopädie, sowie

der Score nach Lysholm und Tegner in der Originalversion (Lysholm and Gillquist, 1982;Muller et al., 1988).

Score nach Lysholm & Gillquist

Dieser Score zeichnet sich dadurch aus, dass er sich zu 95% an subjektiven und nur zu fünf Prozent an objektiven Bewertungskriterien orientiert. Es ist zu beachten, dass bei einer maximal erreichbaren Punktzahl von 100 die Kriterien subjektive Instabilität und Schmerz mit jeweils maximal 30 Punkten eine überproportional hohe Gewichtung erhalten (Lysholm and Gillquist, 1982). Die modifizierte Fassung unterscheidet sich von der Originalversion dahingehend, dass das Kriterium der Muskelatrophie durch das der Blockierung ersetzt wurde (Tegner and Lysholm, 1985).

Der Lysholm Score wurde speziell für ligamentäre Instabilitäten am Kniegelenk entwickelt, trotzdem erfolgt keine objektive Messung der Gelenkstabilität. Langfristige Untersuchungen zeigten, dass aus diesem Grunde keine Korrelation zwischen der subjektiven Einschätzung des Patienten selbst und dem Lysholm-Score auf der einen sowie der klinischen und apparativen Stabilitätsprüfung auf der anderen Seite gefunden werden konnte (Bonnaire et al., 1995). Weiterhin kritisch anzumerken ist außerdem, dass der Lysholm Score sehr untersucherabhängig ist (Fuchs and Friedrich, 2000), weshalb in der vorliegenden Studie alle Auswertungen und Befragungen von demselben Untersucher vorgenommen wurden.

Score der OAK

Akute sowie chronische Kniegelenksinstabilitäten können mit dem OAK (Orthopädische Arbeitsgruppe Knie) Score anhand vier verschiedener Kategorien (Hefti and Muller, 1993;Muller et al., 1988) beurteilt werden. Mit diesem Score steht ein umfangreicher, einfach zu verwendender und speziell für Kniegelenksinstabilitäten entworfener Bewertungsbogen zur Verfügung, der zu 25% subjektive und zu 75% objektive Kriterien enthält (Muller et al., 1988).

Beim OAK Score werden alle Einzelparameter mit maximal fünf Punkten gleich stark gewichtet. Jede der vier Kategorien wird separat ausgewertet, sodass das Endresultat nicht mehr von einem einzigen Gesamtscore abhängig ist (Muller et al., 1988). Somit wird erreicht, dass das Gesamtergebnis niemals besser ausfallen kann als das in der schlechtesten Kategorie erzielte Teilergebnis. Falls die Beweglichkeit mit „mäßig“ beurteilt wird, kann das Gesamtergebnis der Knieuntersuchung mit dem OAK

Score ebenfalls nur „mäßig“ lauten, selbst wenn die Summe aus allen Kategorien zusammen zu einem guten Ergebnis geführt hätte (Hefti and Muller, 1993).

Tegner-Aktivitätsscore

Anhand des Tegner Aktivitätsscores lässt sich – speziell für Patienten mit Knieverletzungen – das Aktivitätsniveau vor und nach einer Verletzung beziehungsweise einer Operation feststellen und evaluieren (Tegner and Lysholm, 1985).

Arthrometer KT-1000

Als ergänzende nichtinvasive diagnostische Möglichkeit zur Beurteilung der patelloibialen Dislokation dient das von Daniel et al. 1985 entwickelte Arthrometer KT-1000 (Grifka and Richter J, 1992).

Die Reproduzierbarkeit der mit dem KT-1000 ermittelten Werte konnte in zahlreichen Studien belegt werden (Sernert et al., 2001; Werlich et al., 1993). Bei gesunden Kniegelenken betrug die durchschnittliche anteriore Tibiakopfauslenkung 8,4mm, bei chronischer VKB-Insuffizienz durchschnittlich 13mm (Daniel et al., 1985b; Daniel et al., 1985a). Aufschlussreicher als die absoluten Werte ist der Vergleich der Messwerte zwischen den beiden Kniegelenken. Im Seitenvergleich sollte bei beidseits intaktem VKB die intraindividuelle Differenz weniger als 1mm betragen. Bei Werten von größer als 3mm ist von einer Ruptur des VKB auf der laxeren Seite auszugehen (Dahlstedt and Dalen, 1989; Daniel et al., 1985b; Neuschwander et al., 1990). Bei einem Kniegelenk mit einer VKB-Plastik hingegen, kann in der postoperativen Verlaufskontrolle ein Auslenkung des Tibiakopfes um 3mm noch als befriedigendes Ergebnis angesehen werden (Clancy, Jr., 1985; Clancy, Jr. et al., 1988).

Für das Erzielen zuverlässiger Messergebnisse ist es wichtig, dass der durchführende Untersucher immer derselbe ist und über Erfahrung im Umgang mit dem Arthrometer verfügt. Studien zeigten, dass im Vergleich verschiedener Untersucher gravierende Differenzen der Messwerte festgestellt werden konnten (Ballantyne et al., 1995; Forster et al., 1989; Sernert et al., 2001; Werlich et al., 1993). Der Arthrometer KT-1000 wird aufgrund seiner gerätebedingten sowie untersucher- und patientenabhängigen unvorhersehbaren Einflüsse zwar kontrovers diskutiert, trotzdem findet er weiterhin insbesondere in der postoperativen Evaluation einen Stellenwert (Forster et al., 1989; Stäubli and Jakob, 1990; Werlich et al., 1993). Kritisch muss trotzdem darauf hingewiesen werden, dass der Arthrometer KT-1000 nicht als alleiniges diagnos-

tisches Mittel, zum Beispiel bei der Diagnose einer vorderen Kreuzbandruptur, zur Anwendung kommen sollte, da die Validität und Genauigkeit, insbesondere im Vergleich mit der Kernspintomographie, nicht ausreichend genug ist (Passler et al., 1999).

6.3. Diskussion der Ergebnisse

6.3.1. Quantitative Knorpelmessungen

Es wurden in der vorliegenden Studie die Knorpelvolumina, die Knorpeldicke, die Knorpel-Knochengrenze sowie das Verhältnis aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze bei 11 Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik anhand von drei Messungen über einen Zeitraum von annähernd vier Jahren hinweg untersucht.

Der retropatellare Knorpelbereich zeigte, über den gesamten Studienzeitraum hinweg betrachtet, eine Abnahme des Volumens im Mittel um 5,89%. Das Gleiche galt für das Verhältnis aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze mit einer Abnahme der gemittelten Werte um 3,32%. Weiterhin zeigte sich bei der Analyse der mittleren Dicke des lateralen Tibiakompartiments ebenfalls über den Gesamtzeitraum hinweg eine Abnahme um 2,37%. Die gefundenen Abweichungen stellten sich nur bei Betrachtung des Gesamtzeitraumes dar nicht jedoch anhand der beiden zuvor untersuchten Messzeiträume.

Die Messgenauigkeit ist für jede durchgeführte Messung von entscheidender Bedeutung, insbesondere aber bei klinischen Versuchen über Osteoarthritis, weil Knorpelveränderungen nur sehr langsam fortschreiten. In der Literatur wird der Messfehler („precision error“) beziehungsweise die Reproduzierbarkeit einer durchgeführten Messung meistens mit der Standardabweichung („standard deviation“, SD) oder dem Variationskoeffizienten in Prozent („coefficient of variation“, CV%) angegeben. Der Variationskoeffizient berechnet sich aus der Standardabweichung dividiert durch den Mittelwert der Messungen.

Die beschriebenen Veränderungen können beim Vergleich mit der Literatur bezüglich der in vivo Reproduzierbarkeit der verwendeten Methode bei Patienten mit oder ohne osteoarthrotischen Veränderungen, sowie unseres eigenen Messfehlers (siehe Kapitel 5.1.2. „Reproduzierbarkeit) als normale Abweichungen innerhalb der Messgenauigkeit („precision error“) bezeichnet werden. Bei der Bestimmung des retropatellaren Knorpelvolumens werden Variationskoeffizienten (CV%) bei gesunden Probanden

von 1,0% bis 6,4% beschrieben (Cicuttini et al., 2000;Eckstein et al., 1998c;Eckstein et al., 2000;Eckstein et al., 2002;Peterfy et al., 1994b;Stammberger et al., 1999a). Bei ausgesuchten Patienten mit bekannter Osteoarthrose reicht die Spanne von 3,2% bis 7,4%, abhängig unter anderem von der Auflösung (Gandy et al., 2002;Hardya et al., 2000). Ähnliche Werte für den Variationskoeffizienten (CV%) werden in der Literatur für das mediale und laterale Femur- beziehungsweise Tibiakompartiment angegeben: Femur: 1,8% - 4,4%, und 1,8% - 7,9% mit Osteoarthrose. Tibia: 0,8% - 6,7% und 0,8% - 9,1% mit Osteoarthrose (Burgkart et al., 2001;Cicuttini et al., 2000;Cicuttini et al., 2001;Eckstein et al., 1998c;Eckstein et al., 2002;Gandy et al., 2002;Glaser et al., 2003;Hardya et al., 2000;Hyhlik-Durr et al., 2000;Peterfy et al., 1994b;Stammberger et al., 1999b). Diese Werte sind, wie noch einmal in Tabelle 6-1 dargestellt, gut mit unseren Messfehlern vergleichbar.

	Patella	Femur lat.	Femur med.	Tibia lat.	Tibia med.
Volumen	1,77%	2,04%	5,14%	4,86%	2,67%
Mittlere Dicke	3,18%	3,19%	8,76%	2,23%	2,34%
KKG	2,39%	3,40%	3,99%	5,03%	2,92%

Tabelle 6-1: Eigene Reproduzierbarkeit anhand des Variationskoeffizienten (CV%). (lat. = lateral, med. = medial)

Wir konnten in den der untersuchten Kompartimenten (Patella, mediales und laterales Femur- beziehungsweise Tibiakompartiment) während des Untersuchungszeitraumes keinen quantifizierbaren Knorpelverlust unter Verwendung der 3D-MR-Chondrocrassometrie feststellen. Zusammenfassend ergibt sich vier Jahre nach VKB-Plastik demzufolge kein Hinweis für die Entwicklung einer frühzeitigen Gonarthrose.

Kritisch anzumerken ist zu diesem Ergebnis, zusätzlich zu der bereits erwähnten geringen, aber vorhandenen Streubreite der in vivo Reproduzierbarkeit, die Abhängigkeit der Methode einerseits von der Technik der Bildakquirierung und andererseits von der Bildanalyse beziehungsweise der dreidimensionalen Rekonstruktion (Eckstein and Glaser, 2004). Wie bereits erwähnt, wurden die ersten beiden Datensätze während des klinischen Routinebetriebs von verschiedenen Untersuchern angefertigt, was zum Teil zu geringen Qualitätsunterschieden und somit zu nicht vermeidbaren Ungenauigkeiten bei der Segmentierung unserer Ergebnisse führte.

Schließlich bleibt anzumerken, dass ein Vergleich zur Literatur nicht möglich ist, da es in der Literatur bisher keine vergleichbare Studie gibt, die Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur über einen Zeitraum von annähernd vier Jahren hinweg mit der Methode der quantitativen Knorpelmessung untersucht hat.

6.3.2. Radiologische Auswertung

WORMS Score

Bei 78% der Patienten wurde anhand der ersten durchgeführten Messreihe ein Knochenmarködem erkannt. Das Knochenmarködem wird in der Literatur bei über 80% der Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes beschrieben (Fowler, 1994; Rosen et al., 1991; Spindler et al., 1993; Stein et al., 1995), trotzdem ist nur wenig über die Folgen für den darüber liegenden Knorpel, insbesondere im Hinblick auf eine spätere Arthroseentstehung bekannt (Johnson et al., 1998). In einer Studie von Johnson et al. konnte gezeigt werden, dass bei allen untersuchten Patienten mit einem kernspintomographisch nachgewiesenen Knochenmarködem der in diesem Bereich darüber liegende Knorpel signifikante arthroskopisch sowie histologisch nachweisbare Veränderungen im Sinne eines erheblichen Defektes der normalen Knorpelhomöostase aufwies (Johnson et al., 1998). Somit muss das Knochenmarködem als ein weiterer Risikofaktor für die Entwicklung einer posttraumatischen Gonarthrose angesehen werden (Buckwalter et al., 1994; Faber et al., 1996; Felson et al., 2003; Johnson et al., 1998; Rosen et al., 1991). Die zweite Messreihe zeigte nur noch bei einem Patienten ein nachweisbares Knochenmarködem. Dieser fast vollständige Rückgang der sichtbaren Knochenmarkveränderungen nach annähernd vier Jahren wird auch in der Literatur so bestätigt (Peterfy, 2002; Vellet et al., 1991).

In den Kategorien „Knorpelschaden“ (33%), Knochenabnutzung“ (33%) und „Knochenzysten“ (22%) kam es zu keiner Veränderung während des Untersuchungszeitraumes. Osteophytäre Randanbauten konnten in der ersten Messreihe bei zwei der Patienten dokumentiert werden. In der zweiten Messreihe zeigten drei der Patienten beginnende oder fortgeschrittene Osteophyten. Einige Autoren sehen diese als einen möglichen Beginn beziehungsweise sogar als Hinweis auf das Fortschreiten einer Gonarthrose (Altman et al., 1995; Boegard and Jonsson, 1999; Kellgren and Lawrence, 1957; Murphy, Jr. and Altman, 1995; Resnick and Niwayama, 1995).

Ein Gelenkerguss konnte bei 89% der Patienten in der ersten und bei 67% in der zweiten Messreihe festgestellt werden. Die Beurteilung der Menisci erbrachte, dass bei beiden Messungen bei allen Patienten nur der mediale Meniskus Verletzungen

aufwies und der laterale nie betroffen war. In den ersten Aufnahme konnten bei 88% der Patienten Meniskusläsionen dokumentiert werden. Die Auswertung der zweiten Aufnahme zeigte nur noch bei 67% der Patienten einen Meniskusschaden. Hier muss auf der einen Seite beachtet werden, dass es bei einigen Patienten während der Kreuzbandoperation zu einer Meniskusnaht kam, welche, bei erfolgreicher Durchführung, eine Bewertung mit null Punkten durch den WORMS-Score vorsieht und dieser Patient somit aus der Wertung heraus fällt. Auf der anderen Seite wurden einige Patienten teil- oder vollmeniskektomiert, was zu einer Bewertung mit drei beziehungsweise vier Punkten führte. In der Literatur schwanken die Angaben, welcher der beiden Menisci häufiger verletzt ist, stark. Abhängig vom Krankengut werden mediale Meniskusläsionen häufiger gesehen als laterale (Kennedy et al., 1974; Menke et al., 1990), treten im gleichen Verhältnis auf (Cerabona et al., 1988) oder es können mehr primäre Verletzungen des lateralen Meniskus diagnostiziert werden (Seitz et al., 1998; Sgaglione et al., 1990).

Die Bänder des Kniegelenks (vorderes und hinteres Kreuzband, mediales und laterales Seitenband) konnten, wie bereits erwähnt, im Vergleich nicht als aussagekräftig angesehen werden, weil der WORMS-Score diese zwar separat bewertet, dann aber in einer gemeinsamen Kategorie darstellt. Es konnte, mit Ausnahme einer Patientin, bei allen Patienten die Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes als „intakt“ eingestuft und somit mit null Punkten bewertet wurde. Anzumerken ist, dass in der Kategorie „Ligamente“ insgesamt nur maximal drei Punkte vergeben werden können und diese Kategorie, bei einer maximal anhand des WORMS-Scores erreichbaren Punktezahl von 332, somit nicht sehr stark ins Gewicht fällt.

Kellgren & Lawrence Score

Die Beurteilung der konventionellen Röntgenbilder anhand des Kellgren & Lawrence-Scores erbrachte bei 67% der Fälle eine Bewertung mit null Punkten und somit keine aktuell sichtbaren osteoarthrotischen Veränderungen. Bei zwei Patienten wurde eine mäßige Gelenkspaltverschmälerung (drei Punkte) und bei einem Patienten eine erhebliche Gelenkspaltverschmälerung sowie eine subchondrale Sklerose festgestellt (vier Punkte). Alle beobachteten und dokumentierten Veränderungen zeigten sich ausnahmslos im medialen Kompartiment. Dies entspricht einer Beobachtung von Bray und Dandy, welche bei Kontrollarthroskopien nach VKB-Rekonstruktion hauptsächlich am medialen Femurkondylus degenerative Knorpelschäden feststellten

(Bray and Dandy, 1989). „Zweifelhafte“ oder „minimale“ gonarthrotische Veränderungen (2 beziehungsweise 3 Punkte) konnten bei keinem der Patienten festgestellt werden. Es wurde somit insgesamt bei drei der Patienten eine beginnende oder fortschreitende osteoarthrotische Veränderung erkannt.

Die Inzidenz der Gonarthrose nach VKB-Plastik wird in der Literatur sehr unterschiedlich angegeben. Jomha et al. beschrieb Arthroseraten von 11% bei akut operierten Kniegelenken ohne Meniskektomie bis hin zu 100% bei zuvor chronisch instabilen Kniegelenken mit zusätzlicher Meniskektomie nach einem Zeitraum von sieben Jahren (Jomha et al., 1999). In einer Langzeitstudie (16 Jahre) nach VKB-Rekonstruktion von Drogset et al. wird eine Arthroserate von 11% angegeben (Drogset et al., 2006). Vier Jahre zuvor ergab eine Untersuchung derselben Autoren eine Arthroserate von bis zu 50% nach acht Jahren (Drogset and Grontvedt, 2002). Myklebust et al. zeigten in einer Studie mit Handballspielern mit rekonstruiertem vorderem Kreuzband Arthroseraten von 42% nach acht Jahren. Eine ähnliche Studie von Lohmander et al. ergab bei aktiven Fußballspielerinnen mit einem durchschnittlichen Alter von 31 Jahren eine Arthroserate von 31% nach 12 Jahren (Lohmander et al., 2004). Über einen Zeitraum von fünf Jahren fanden sich in zwei weiteren Studien Arthroseraten von 24% (Otto et al., 1998) beziehungsweise in 4% bis 18%, abhängig von der verwendeten Ersatzplastik (Pinczewski et al., 2002).

In der vorliegenden Studie wurden nach der letzten MRT-Messung konventionelle Röntgenbilder von allen untersuchten Patienten angefertigt. Die Röntgenbilder, die zu Beginn der Studie präoperativ angefertigt wurden, waren bei über 70% der Patienten nicht mehr vorhanden, da es sich meist um auswärtige Aufnahmen handelte. Somit war keine Beurteilung des Verlaufs anhand des Kellgren & Lawrence Scores über den gesamten Studienzeitraum hinweg möglich. In Anbetracht der Ergebnisse der quantitativen Knorpelmessungen ist unseres Erachtens nach anzunehmen, dass die von uns mit „moderat“ bis „erheblich“ nach Kellgren & Lawrence eingestufte Gonarthrose bei drei Patienten bereits vorher bestand und möglicherweise im Zusammenhang mit dem bei diesen drei Patienten durchwegs deutlich erhöhten Body Mass Index (BMI) stand.

Kritisch im Vergleich zur Literatur muss in der vorliegenden Studie der relativ kurze Untersuchungszeitraum von nur knapp vier Jahren beurteilt werden, da z.B. Roos et al. die ersten radiologisch sichtbaren Zeichen einer Arthrose bei am vorderen Kreuz-

band operierten Patienten (mit oder ohne Begleitverletzungen) erst 10 Jahre nach dem Trauma dokumentierten (Roos et al., 1995).

Somit scheint unseren Ergebnissen nach eine frühzeitige Arthroseentstehung nicht statt zu finden. Um zu untersuchen, ob sich jedoch später eine Gonarthrose entwickelt und wenn ja zu welchem Zeitpunkt, sind weitere Studien über einen längeren Zeitverlauf nötig.

6.3.3. Klinische Auswertung

Unsere Auswertung des Lysholm Scores ergab bei 73% der Patienten eine Bewertung mit „gut“ oder „sehr gut“ (80 bis 100 Punkte). Die restlichen 27% der Patienten konnten mit einem „befriedigend“ (79 bis 50 Punkte) beurteilt werden. Im Durchschnitt wurden 90 von 100 möglichen Punkten erreicht. Diese Ergebnisse decken sich mit vielen dazu in der Literatur gemachten Angaben bei Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandplastik. Ebenfalls durchschnittlich 90 Punkte konnten Laxdal et al. in einer Studie mit 948 Patienten dokumentieren (Laxdal et al., 2005). In einer Langzeitstudie von Drogset et al. mit 147 Patienten wurden nach fünf Jahren durchschnittlich 91 Punkte und nach 16 Jahren durchschnittlich 88 Punkte erreicht. (Drogset et al., 2006). Deehan et al. fanden bei einer Gruppe von 90 Patienten nach fünf Jahren eine durchschnittliche Punktezahl von 96 Punkten (Deehan et al., 2000). Abhängig von der verwendeten Kreuzbandplastik konnte auch Pinczewski et al. anhand von 90 untersuchten Patienten eine durchschnittliche Punktezahl bei der Auswertung des Lysholm Scores von 95 beziehungsweise 96 dokumentieren (Pinczewski et al., 2002). Zysk et al. kamen bei 35 Patienten auf durchschnittlich 90 Punkte (Zysk et al., 2000) und in einer Studie von Mok und Dowd konnte anhand von 30 Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur nach 7,5 Jahren sogar alle Patienten mit „gut“ oder „sehr gut“ beurteilt werden (Mok and Dowd, 1993).

Die Ergebnisse der OAK Scores korrelieren stark positiv mit denen des Lysholm Scores. Ebenfalls 73% der Patienten erreichten eine Bewertung mit „gut“ oder „sehr gut“ (91 bis 100 Punkte), 27% konnten mit „mäßig“ (71 bis 80 Punkte) beurteilt werden und kein Patient fiel in die Kategorie „schlecht“ (< 70 Punkte). Sperner et al. berichteten in einer Studie mit 467 Kreuzbandpatienten über einen Zeitraum von 20 Monaten hinweg von einer durchschnittlichen Punktezahl von 90; 56% erreichten ein „sehr gut“ und 27% ein „gut“ (Sperner et al., 1996). Mit ebenfalls durchschnittlich 90 Punkten wurden 35 Patienten in einer Studie von Zysk et al. (Zysk et al., 2000) und mit 87,5 im Mittel erreichten Punkten 52 Patienten von Fink et al. bewertet (Fink et al.,

1996). Unsere Ergebnisse sind hinsichtlich des OAK Scores somit sehr gut mit denen anderer Autoren vergleichbar.

Bei Befragung nach der körperlichen Aktivität vor und nach dem Trauma zeigte sich eine Abnahme um 22% von durchschnittlich 5,45 Punkten vorher auf durchschnittlich 4,27 Punkte nach dem Unfallereignis. Unsere Punktzahl liegt damit knapp unter denen von Drogset et al. dokumentierten mit durchschnittlich 6,8 Punkte vor der Verletzung, 5,1 Punkte nach 5 Jahren und 5,3 Punkte nach 16 Jahren (Drogset et al., 2006) beziehungsweise Laxdal et al. mit durchschnittlich 8 Punkten vor und 6 Punkten (Laxdal et al., 2005) nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes.

Mit einer Seitendifferenz zwischen der operierten und der gesunden Seite von 1,5 mm liegen wir bei unserer Patientengruppe über den durchschnittlich gemessenen Werten für beidseits gesunde Kniegelenke (bis maximal 1mm Seitendifferenz (Dahlstedt and Dalen, 1989;Daniel et al., 1985b;Neuschwander et al., 1990)). Allerdings wird bei Kniegelenken mit einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes eine Seitendifferenz von bis zu 3 mm noch als befriedigendes Ergebnis angesehen (Clancy, Jr., 1985;Clancy, Jr. et al., 1988). Im Vergleich mit anderen Studien an Patienten mit einer Kreuzbandplastik zeigen unsere Ergebnisse, mit Ausnahme der Untersuchung von Laxdal et al., eine durchwegs geringere Seitendifferenz. An 948 Patienten konnte Laxdal et al. ebenfalls eine Seitendifferenz von 1,5 mm feststellen. Almekinders et al. fand in einer Gruppe von 19 Patienten eine durchschnittliche Seitendifferenz von 2,7 mm (Almekinders et al., 2004). Drogset et al. kamen in ihrer Studie auf 2,1 mm nach 5 Jahren und 1,9 mm nach 16 Jahren (Drogset et al., 2006). Im Hinblick auf eine Korrelation mit den radiologischen Befunden konnte in der Mehrzahl der Fälle vereinbare Ergebnisse gezeigt werden. In einer Studie von Link et al. fanden die Autoren zwar ebenfalls eine gute Korrelation zwischen der Kellgren & Lawrence Bewertung und dem Ausmaß der MRT-Befunde im Kniegelenk, allerdings wurde die Übereinstimmung zwischen den MRT-Befunden mit den klinischen Ergebnissen nur als „eingeschränkt“ beurteilt (Link et al., 2003).

6.4. *Resumée*

Die Fähigkeit, alle strukturellen Abnormalitäten einer vorhandenen Osteoarthrose anhand von radiologischen, nicht invasiven Untersuchungstechniken verlässlich zu quantifizieren, ist ein seit langem bestehendes Ziel in der Arthroserforschung (Conaghan et al., 2006).

Es ist bekannt, dass Osteoarthrose zu fortschreitendem Knorpelverlust führt. Eine große Anzahl an Techniken und Methoden versucht, diesen Knorpelverlust direkt oder indirekt zu quantifizieren, um somit die Diagnose „Arthrose“ stellen zu können. Die konventionelle Röntgendiagnostik ist hierfür im klinischen Alltag immer noch die Standardmethode.

Mittlerweile ist die Magnetresonanztomographie (MRT) insbesondere bei der Abklärung von Kapselband- und Meniskusläsionen als Standardmethode etabliert (Burgkart et al., 1995;Glashow et al., 1989;Kramer et al., 1995;Spindler et al., 1993;Stabler et al., 2000;Vellet et al., 1989). Zudem wird ihr auch im Hinblick auf die Arthrodiagnostik ein immer höherer Stellenwert eingeräumt (Peterfy, 2002). Mit Hilfe der MRT ist es möglich, das Knie als ganzes Organ zu analysieren (Guermazi et al., 2003). Studien haben darüber hinaus gezeigt, dass die quantitative Knorpelvolumen- und dickenmessung valide und reproduzierbare Ergebnisse im Hinblick auf die Quantifizierung eines Knorpelverlustes erzielen kann (Eckstein et al., 1995a;Eckstein et al., 1996a;Eckstein et al., 1996c;Eckstein et al., 1997;Hyhlik-Durr et al., 2000;Peterfy et al., 1994b;Stamberger et al., 1999a).

Die Osteoarthrose wird als Kombination aus verschiedenen Veränderungen und Krankheitsprozessen angesehen (Buckwalter, 1995;Buckwalter and Mankin, 1998a;Hart and Spector, 1995;Watt, 2000), die unterschiedliche und zum Teil noch nicht geklärte Einflüsse auf das Fortschreiten der Erkrankung haben und deshalb in die Arthrodiagnostik mit einfließen müssen (Link et al., 2003). Abgesehen von morphologischen Kriterien spielt das klinische Erscheinungsbild des Patienten bei der Diagnose „Arthrose“ ebenfalls eine bedeutende Rolle.

Eine zentrale Frage dieser Studie war, ob sich bereits nach einem Zeitraum von annähernd vier Jahren nach einer Kreuzbandruptur mit Versorgung durch eine Ersatzplastik Anhaltspunkte für eine beginnende Gonarthrose finden lassen und inwieweit diese mit den verwendeten Methoden nachgewiesen werden können. Darüber hinaus sollte ein Vergleich mit den Ergebnissen der klinischen Untersuchungen erfolgen.

Zahlreiche Arbeiten beschäftigen sich mit der Frage der Osteoarthroseentwicklung bei Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur. Bisher gibt es aber in der Literatur keine vergleichbaren Studien, die die Methode der quantitativen Knorpelmessung mit projektionsradiographischen und klinischen Untersuchungen bei Patienten mit Zustand nach vorderer Kreuzbandruptur vereinigt.

In Anbetracht unserer Ergebnisse kommen wir zu folgenden Schlussfolgerungen:

1. Wir konnten keine signifikante Änderung des Knorpelvolumens- und der Knorpeldicke sowie der Knorpel-Knochengrenze und des Verhältnisses aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze anhand von 11 Patienten mit einer Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes über einen Zeitraum von durchschnittlich 44,5 Monate (1334 Tage, \pm 214) als Zeichen einer frühzeitigen Gonarthroseentstehung nach VKB-Ruptur nachweisen.
2. Eine frühzeitige Arthroseentwicklung (in einem Zeitraum von etwa 4 Jahren) scheint somit nicht statt zu finden. Um zu untersuchen, ob sich jedoch später eine Gonarthrose entwickelt und wenn ja zu welchem Zeitpunkt, sind weitere Studien über einen längeren Zeitverlauf nötig, insbesondere da die tendenzielle Abnahme des Volumens innerhalb unserer Messungen eine mögliche Arthroseentwicklung vermuten lässt.
3. Die bei drei Patienten anhand der konventionellen Röntgenbilder erkannten degenerativen Veränderungen bestanden beim Vergleich mit den perioperativen MRT sowie (teilweise älteren vorliegenden) Röntgenbildern unserer Ansicht nach bereits vor dem Trauma und haben sich im Hinblick auf einen Knorpelverlust während des Untersuchungszeitraumes nicht verändert.
4. Es konnte eine weitgehende Übereinstimmung der radiologischen sowie klinischen Arthrosescores untereinander beobachtet werden.
5. Unsere Ergebnisse unterstreichen, dass sich die Diagnose „Arthrose“ nicht auf ein einziges Kriterium oder einen Score stützen kann, sondern aus der Kombination der Befunde insbesondere mit der individuellen Klinik des Patienten gestellt werden muss.

7. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es, die Kniegelenke von drei weiblichen (Alter: 38 ± 14 Jahre) und acht männlichen (Alter: $33.9 \pm 9,9$ Jahre) Patienten mit Zustand nach Ersatzplastik des vorderen Kreuzbandes über einen Zeitraum von durchschnittlich 44,5 Monaten (1334 Tage, ± 214) anhand verschiedener Methoden hinsichtlich der Entstehung einer Arthrose zu beurteilen.

Zu drei unterschiedlichen Zeitpunkten fertigten wir von jedem Patienten kernspintomographische Aufnahmen zur quantitativen Auswertung des Kniegelenkknorpels (T1-gewichteten FLASH-3D Sequenz mit selektiver Wasseranregung) sowie eine Protonendichte fettgesättigte (PDFs) und T1 gewichtete klinische Sequenz an. Zusätzlich erstellten wir zum Zeitpunkt der Erhebung des dritten und letzten MRT-Datensatzes von den Patienten jeweils eine anterior-posteriore sowie eine seitliche konventionelle Röntgenaufnahme des Kniegelenks im Stehen. Im Anschluss erfolgte eine klinische Beurteilung der Patienten anhand des Lysholm Scores, des OAK-Scores und des Tegner Aktivitätsscores, sowie eine Untersuchung mit dem Arthrometer KT-1000.

Alle Knorpelanteile des Kniegelenks (Patella, mediales und laterales Tibia- beziehungsweise Femurkompartiment) wurden mit Hilfe der FLASH-3D-Datensätze segmentiert und damit das Knorpelvolumen und die mittlere Knorpeldicke, sowie die Knorpel-Knochengrenze und das Verhältnis aus Volumen zur Knorpel-Knochengrenze berechnet. Weiterhin erfolgte eine radiologische Beurteilung der MRT-Datensätze anhand des WORMS Scores sowie der konventionellen Röntgenbilder anhand des Kellgren & Lawrence Scores.

Wir konnten keine signifikante Änderung des Knorpelvolumens- und der Knorpeldicke sowie der Knorpel-Knochengrenze und des Verhältnisses aus Volumen und Knorpel-Knochengrenze anhand dieser 11 Patienten nach annähernd vier Jahren als Zeichen einer frühzeitigen Gonarthroseentstehung nach VKB-Ruptur nachweisen.

Die Auswertung der MRT-Datensätze und konventionellen Röntgenbilder anhand von radiologischen Arthrosescores zeigte bei drei Patienten unterschiedlich ausgeprägte Zeichen einer Arthrose. Beim Vergleich mit den perioperativen MRT-Aufnahmen sowie teilweise vorhandenen älteren Röntgenbildern zeigte sich, dass diese degenerativen Veränderungen unserer Meinung nach bereits vor dem Trauma bestanden und sich im Hinblick auf einen Knorpelverlust während des Untersu-

chungszeitraumes nicht verändert haben. Bei den restlichen Patienten konnten keine Anzeichen von degenerativen Veränderungen gefunden werden.

Eine frühzeitige Arthroseentwicklung (in einem Zeitraum von etwa 4 Jahren) scheint somit nicht statt zu finden. Um zu untersuchen, ob sich jedoch später eine Gonarthrose entwickelt und wenn ja zu welchem Zeitpunkt, sind weitere Studien über einen längeren Zeitverlauf nötig, insbesondere da die tendenzielle Abnahme des Volumens innerhalb unserer Messungen eine mögliche Arthroseentwicklung vermuten lässt.

In unserer Studie wurde eine weitgehende Übereinstimmung der radiologischen sowie klinischen Arthrosescores festgestellt. Unserer Meinung nach kann sich gegenwärtig die Diagnose der Arthrose nicht auf ein einziges Kriterium oder einen Score stützen, sondern muss aus der Kombination der Befunde insbesondere mit der individuellen Klinik des Patienten gestellt werden.

Der Diagnostik der Arthrose wird in Zukunft aufgrund des steigenden Durchschnittsalters der Bevölkerung sowie der vermutlich zunehmenden Zahl an Sportunfällen erhebliche Bedeutung zugesprochen. Gerade die Kernspintomographie verspricht hierbei großes Potential. Inwieweit die quantitative Beurteilung des Gelenkknorpels insbesondere innerhalb der klinischen Routine hier eine Rolle spielen wird, muss anhand von weiteren Untersuchungen auf diesem Gebiet gezeigt werden.

8. Literaturverzeichnis

1. Ahlback,S, 1968, Osteonecrosis of the knee--radiographic observations: *Calcif.Tissue Res.*, p. Suppl-36b.
2. Almekinders,LC, R Pandarinath, F T Rahusen, 2004, Knee stability following anterior cruciate ligament rupture and surgery. The contribution of irreducible tibial subluxation: *J.Bone Joint Surg.Am.*, v. 86-A, p. 983-987.
3. Altman,RD, M Hochberg, W A Murphy, Jr., F Wolfe, M Lequesne, 1995, Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 3 Suppl A, p. 3-70.
4. Andersson,C, M Odensten, L Good, J Gillquist, 1989, Surgical or non-surgical treatment of acute rupture of the anterior cruciate ligament. A randomized study with long-term follow-up: *J.Bone Joint Surg.Am.*, v. 71, p. 965-974.
5. Ateshian,GA, H Wang, 1997, Rolling resistance of articular cartilage due to interstitial fluid flow: *Proc.Inst.Mech.Eng [H.]*, v. 211, p. 419-424.
6. Ballantyne,BT, A K French, S L Heimsoth, A F Kachingwe, J B Lee, G L Soderberg, 1995, Influence of examiner experience and gender on interrater reliability of KT-1000 arthrometer measurements: *Phys.Ther.*, v. 75, p. 898-906.
7. Bayliss,MT, 1992, in KE Kuettner (ed), *Articular cartilage and osteoarthritis.*: Raven Press, p. 487.
8. Bayliss,MT, M Venn, A Maroudas, S Y Ali, 1983, Structure of proteoglycans from different layers of human articular cartilage: *Biochem.J.*, v. 209, p. 387-400.
9. Boegard,T, K Jonsson, 1999, Radiography in osteoarthritis of the knee: *Skeletal Radiol.*, v. 28, p. 605-615.
10. Bongers,H, W Kramer, E Walter, 1988, [Conventional x-ray diagnosis of the knee joint following surgical repair of ligament injuries and after ligament replacement plasty]: *Rofo*, v. 149, p. 1-7.
11. Bonnaire,F, H Berwarth, P Munst, S Eichinger, E H Kuner, 1995, [Can the results of cruciate ligament operations be arthrometrically evaluated? A comparison of subjective assessment, Lysholm score, clinical stability classification and measuring stability with the KT 1000 after complex knee injuries]: *Unfallchirurgie*, v. 21, p. 83-91.
12. Bray,RC, D J Dandy, 1989, Meniscal lesions and chronic anterior cruciate ligament deficiency. Meniscal tears occurring before and after reconstruction: *J.Bone Joint Surg.Br.*, v. 71, p. 128-130.
13. Buckland-Wright,C, 1995, Protocols for precise radio-anatomical positioning of the tibiofemoral and patellofemoral compartments of the knee: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 3 Suppl A, p. 71-80.
14. Buckland-Wright,JC, D G Macfarlane, S A Williams, R J Ward, 1995, Accuracy and precision of joint space width measurements in standard and macroradiographs of osteoarthritic knees: *Ann.Rheum.Dis.*, v. 54, p. 872-880.
15. Buckwalter,JA, 1995, Osteoarthritis and articular cartilage use, disuse, and abuse: experimental studies: *J.Rheumatol.Suppl*, v. 43, p. 13-15.

16. Buckwalter,JA, H J Mankin, 1998a, Articular cartilage: degeneration and osteoarthritis, repair, regeneration, and transplantation: Instr.Course Lect., v. 47, p. 487-504.
17. Buckwalter,JA, H J Mankin, 1998b, Articular cartilage: tissue design and chondrocyte-matrix interactions: Instr.Course Lect., v. 47, p. 477-486.
18. Buckwalter,JA, V C Mow, A Ratcliffe, 1994, Restoration of Injured or Degenerated Articular Cartilage: J.Am.Acad.Orthop.Surg., v. 2, p. 192-201.
19. Burgkart,R, C Glaser, A Hyhlik-Durr, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 2001, Magnetic resonance imaging-based assessment of cartilage loss in severe osteoarthritis: accuracy, precision, and diagnostic value: Arthritis Rheum., v. 44, p. 2072-2077.
20. Burgkart,R, R Schelter, F Eckstein, H Rechl, J Träger, 1995, Schnittanatomie des Kniegelenks. Korrelation von anatomischem Präparat, Computertomographie und Magnetresonanztomographie. Schwerpunkt: Vorderes Kreuzband.: Sportorthopädie-Sporttraumatologie, p. 46-52.
21. Buschmann,MD, E B Hunziker, Y J Kim, A J Grodzinsky, 1996, Altered aggrecan synthesis correlates with cell and nucleus structure in statically compressed cartilage: J.Cell Sci., v. 109 (Pt 2), p. 499-508.
22. Carter,DR, 1987, Mechanical loading history and skeletal biology: J.Biomech., v. 20, p. 1095-1109.
23. Cerabona,F, M F Sherman, J R Bonamo, J Sklar, 1988, Patterns of meniscal injury with acute anterior cruciate ligament tears: Am.J.Sports Med., v. 16, p. 603-609.
24. Ciccotti,MG, S J Lombardo, B Nonweiler, M Pink, 1994, Non-operative treatment of ruptures of the anterior cruciate ligament in middle-aged patients. Results after long-term follow-up: J.Bone Joint Surg.Am., v. 76, p. 1315-1321.
25. Cicuttini,F, A Forbes, A Asbeutah, K Morris, S Stuckey, 2000, Comparison and reproducibility of fast and conventional spoiled gradient-echo magnetic resonance sequences in the determination of knee cartilage volume: J.Orthop.Res., v. 18, p. 580-584.
26. Cicuttini,FM, T D Spector, 1996, Genetics of osteoarthritis: Ann.Rheum.Dis., v. 55, p. 665-667.
27. Cicuttini,FM, A E Wluka, S L Stuckey, 2001, Tibial and femoral cartilage changes in knee osteoarthritis: Ann.Rheum.Dis., v. 60, p. 977-980.
28. Clancy,WG, Jr., 1985, Intra-articular reconstruction of the anterior cruciate ligament: Orthop.Clin.North Am., v. 16, p. 181-189.
29. Clancy,WG, Jr., J M Ray, D J Zoltan, 1988, Acute tears of the anterior cruciate ligament. Surgical versus conservative treatment: J.Bone Joint Surg.Am., v. 70, p. 1483-1488.
30. Cohen,ZA, D M McCarthy, S D Kwak, P Legrand, F Fogarasi, E J Ciaccio, G A Ateshian, 1999, Knee cartilage topography, thickness, and contact areas from MRI: in-vitro calibration and in-vivo measurements: Osteoarthritis.Cartilage., v. 7, p. 95-109.
31. Conaghan,PG, A Tennant, C G Peterfy, T Woodworth, R Stevens, A Guermazi, H Genant, D T Felson, D Hunter, 2006, Examining a whole-organ magnetic resonance imaging scoring system for osteoarthritis of the knee using Rasch analysis: Osteoarthritis.Cartilage., v. 14 Suppl A, p. A116-A121.
32. Cook,FF, J E Tibone, F C Redfern, 1989, A dynamic analysis of a functional brace for anterior cruciate ligament insufficiency: Am.J.Sports Med., v. 17, p. 519-524.
33. Dahlstedt,LJ, N Dalen, 1989, Knee laxity in cruciate ligament injury. Value of examination under anesthesia: Acta Orthop.Scand., v. 60, p. 181-184.

34. Dalla, PL, M Cova, R S Pozzi-Mucelli, 1997, MRI appearance of the articular cartilage in the knee according to age: *J. Belge Radiol.*, v. 80, p. 17-20.
35. Daniel, DM, L L Malcom, G Losse, M L Stone, R Sachs, R Burks, 1985a, Instrumented measurement of anterior laxity of the knee: *J. Bone Joint Surg. Am.*, v. 67, p. 720-726.
36. Daniel, DM, M L Stone, B E Dobson, D C Fithian, D J Rossman, K R Kaufman, 1994, Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study: *Am. J. Sports Med.*, v. 22, p. 632-644.
37. Daniel, DM, M L Stone, R Sachs, L Malcom, 1985b, Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption: *Am. J. Sports Med.*, v. 13, p. 401-407.
38. Deehan, DJ, L J Salmon, V J Webb, A Davies, L A Pinczewski, 2000, Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft. A prospective longitudinal five-year study: *J. Bone Joint Surg. Br.*, v. 82, p. 984-991.
39. Drogset, JO, T Grontvedt, 2002, Anterior cruciate ligament reconstruction with and without a ligament augmentation device : results at 8-Year follow-up: *Am. J. Sports Med.*, v. 30, p. 851-856.
40. Drogset, JO, T Grontvedt, O R Robak, A Molster, A T Viset, L Engebretsen, 2006, A sixteen-year follow-up of three operative techniques for the treatment of acute ruptures of the anterior cruciate ligament: *J. Bone Joint Surg. Am.*, v. 88, p. 944-952.
41. Eberhardt, C, S Wentz, T Leonhard, L Zichner, 2000, Effects of revisional ACL surgery in semi-professional athletes in "high-risk pivoting sports" with chronic anterior instability of the knee: *J. Orthop. Sci.*, v. 5, p. 205-209.
42. Eckstein, F, C Adam, H Sittek, C Becker, S Milz, E Schulte, M Reiser, R Putz, 1997, Non-invasive determination of cartilage thickness throughout joint surfaces using magnetic resonance imaging: *J. Biomech.*, v. 30, p. 285-289.
43. Eckstein, F, A Gavazzoni, H Sittek, M Haubner, A Losch, S Milz, K H Englmeier, E Schulte, R Putz, M Reiser, 1996a, Determination of knee joint cartilage thickness using three-dimensional magnetic resonance chondro-crassometry (3D MR-CCM): *Magn Reson. Med.*, v. 36, p. 256-265.
44. Eckstein, F, C Glaser, 2004, Measuring cartilage morphology with quantitative magnetic resonance imaging: *Semin. Musculoskelet. Radiol.*, v. 8, p. 329-353.
45. Eckstein, F, C Glaser, R Burgkart, R Putz, 1996b, Aktuelle Aspekte zu Aufbau, funktioneller Anpassung und mechanisch bedingter Degeneration des Gelenkknorpels: *Sportorthopädie-Sporttraumatologie*, p. 197-206.
46. Eckstein, F, L Heudorfer, S C Faber, R Burgkart, K H Englmeier, M Reiser, 2002, Long-term and resegmentation precision of quantitative cartilage MR imaging (qMRI): *Osteoarthritis. Cartilage.*, v. 10, p. 922-928.
47. Eckstein, F, B Lemberger, T Stammberger, K H Englmeier, M Reiser, 2000, Patellar cartilage deformation in vivo after static versus dynamic loading: *J. Biomech.*, v. 33, p. 819-825.
48. Eckstein, F, M Reiser, K H Englmeier, R Putz, 2001, In vivo morphometry and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging--from image to data, from data to theory: *Anat. Embryol. (Berl)*, v. 203, p. 147-173.
49. Eckstein, F, M Schnier, M Haubner, J Priebisch, C Glaser, K H Englmeier, M Reiser, 1998a, Accuracy of cartilage volume and thickness measurements with magnetic resonance imaging: *Clin. Orthop. Relat Res.*, p. 137-148.

50. Eckstein,F, H Sittek, A Gavazzeni, S Milz, B Kiefer, R Putz, M Reiser, 1995a, [Knee joint cartilage in magnetic resonance tomography. MR chondrovolumetry (MR-CVM) using fat-suppressed FLASH 3D sequence]: *Radiologe*, v. 35, p. 87-93.
51. Eckstein,F, H Sittek, A Gavazzeni, E Schulte, S Milz, B Kiefer, M Reiser, R Putz, 1996c, Magnetic resonance chondro-crassometry (MR CCM): a method for accurate determination of articular cartilage thickness?: *Magn Reson.Med.*, v. 35, p. 89-96.
52. Eckstein,F, H Sittek, S Milz, E Schulte, B Kiefer, M Reiser, R Putz, 1995e, The potential of magnetic resonance imaging (MRI) for quantifying articular cartilage thickness -- a methodological study: *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, v. 10, p. 434-440.
53. Eckstein,F, H Sittek, S Milz, E Schulte, B Kiefer, M Reiser, R Putz, 1995d, The potential of magnetic resonance imaging (MRI) for quantifying articular cartilage thickness -- a methodological study: *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, v. 10, p. 434-440.
54. Eckstein,F, H Sittek, S Milz, E Schulte, B Kiefer, M Reiser, R Putz, 1995c, The potential of magnetic resonance imaging (MRI) for quantifying articular cartilage thickness -- a methodological study: *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, v. 10, p. 434-440.
55. Eckstein,F, H Sittek, S Milz, E Schulte, B Kiefer, M Reiser, R Putz, 1995b, The potential of magnetic resonance imaging (MRI) for quantifying articular cartilage thickness -- a methodological study: *Clin.Biomech.(Bristol., Avon.)*, v. 10, p. 434-440.
56. Eckstein,F, M Tieschky, S C Faber, M Haubner, H Kolem, K H Englmeier, M Reiser, 1998b, Effect of physical exercise on cartilage volume and thickness in vivo: MR imaging study: *Radiology*, v. 207, p. 243-248.
57. Eckstein,F, J Westhoff, H Sittek, K P Maag, M Haubner, S Faber, K H Englmeier, M Reiser, 1998c, In vivo reproducibility of three-dimensional cartilage volume and thickness measurements with MR imaging: *AJR Am.J.Roentgenol.*, v. 170, p. 593-597.
58. Eyre,DR, J J Wu, P E Woods, 1991, The cartilage collagens: structural and metabolic studies: *J.Rheumatol.Suppl*, v. 27, p. 49-51.
59. Faber,K, J Dill, L Thain, 1996, Intermediate follow-up of occult osteochondral lesions following ACL reconstruction.: *Arthroscopy*, p. 370-371.
60. Felson,DT, 1996, Does excess weight cause osteoarthritis and, if so, why?: *Ann.Rheum.Dis.*, v. 55, p. 668-670.
61. Felson,DT, T E McAlindon, J J Anderson, A Naimark, B W Weissman, P Aliabadi, S Evans, D Levy, M P LaValley, 1997, Defining radiographic osteoarthritis for the whole knee: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 5, p. 241-250.
62. Felson,DT, S McLaughlin, J Goggins, M P LaValley, M E Gale, S Totterman, W Li, C Hill, D Gale, 2003, Bone marrow edema and its relation to progression of knee osteoarthritis: *Ann.Intern.Med.*, v. 139, p. 330-336.
63. Fife,RS, K D Brandt, E M Braunstein, B P Katz, K D Shelbourne, L A Kalasinski, S Ryan, 1991, Relationship between arthroscopic evidence of cartilage damage and radiographic evidence of joint space narrowing in early osteoarthritis of the knee: *Arthritis Rheum.*, v. 34, p. 377-382.
64. Fink,C, C Hoser, K P Benedetto, 1994, [Development of arthrosis after rupture of the anterior cruciate ligament. A comparison of surgical and conservative therapy]: *Unfallchirurg*, v. 97, p. 357-361.
65. Fink,C, C Hoser, K P Benedetto, W Hackl, M Gabl, 1996, [Long-term outcome of conservative or surgical therapy of anterior cruciate ligament rupture]: *Unfallchirurg*, v. 99, p. 964-969.

66. Forster,IW, C D Warren-Smith, M Tew, 1989, Is the KT1000 knee ligament arthrometer reliable?: *J.Bone Joint Surg.Br.*, v. 71, p. 843-847.
67. Fowler,PJ, 1994, Bone injuries associated with anterior cruciate ligament disruption: *Arthroscopy*, v. 10, p. 453-460.
68. Friederich,NF, W R O'Brien, 1993, [Gonarthrosis after injury of the anterior cruciate ligament: a multicenter, long-term study]: *Z.Unfallchir.Versicherungsmed.*, v. 86, p. 81-89.
69. Fu,FH, C H Bennett, C Lattermann, C B Ma, 1999, Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction. Part 1: Biology and biomechanics of reconstruction: *Am.J.Sports Med.*, v. 27, p. 821-830.
70. Fuchs,S, M Friedrich, 2000, [Possible influence of knee scores]: *Unfallchirurg*, v. 103, p. 44-50.
71. Gandy,SJ, P A Dieppe, M C Keen, R A Maciewicz, I Watt, J C Waterton, 2002, No loss of cartilage volume over three years in patients with knee osteoarthritis as assessed by magnetic resonance imaging: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 10, p. 929-937.
72. Girgis,FG, J L Marshall, A Monajem, 1975, The cruciate ligaments of the knee joint. Anatomical, functional and experimental analysis: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 216-231.
73. Glaser,C, R Burgkart, A Kutschera, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 2003, Femoro-tibial cartilage metrics from coronal MR image data: Technique, test-retest reproducibility, and findings in osteoarthritis: *Magn Reson.Med.*, v. 50, p. 1229-1236.
74. Glaser,C, S Faber, F Eckstein, H Fischer, V Springer, L Heudorfer, T Stammberger, K H Englmeier, M Reiser, 2001, Optimization and validation of a rapid high-resolution T1-w 3D FLASH water excitation MRI sequence for the quantitative assessment of articular cartilage volume and thickness: *Magn Reson.Imaging*, v. 19, p. 177-185.
75. Glashow,JL, R Katz, M Schneider, W N Scott, 1989, Double-blind assessment of the value of magnetic resonance imaging in the diagnosis of anterior cruciate and meniscal lesions: *J.Bone Joint Surg.Am.*, v. 71, p. 113-119.
76. Gradingner,R, J Paulsen, W Haller, 1989, Epidemiologie und Verletzungsmuster der Kniebänder, in KE Brinkmann (ed), *Bandverletzungen des Kniegelenks.*: Bruchsal, Stork, p. 185-190.
77. Graichen,H, V Springer, T Flaman, T Stammberger, C Glaser, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 2000, Validation of high-resolution water-excitation magnetic resonance imaging for quantitative assessment of thin cartilage layers: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 8, p. 106-114.
78. Grifka,J, Richter J, 1992, *Meniskussonographie*, Stuttgart, Thieme, p. 113-123.
79. Gruber,J, D Wolter, W Lierse, 1986, [Anterior cruciate ligament reflex (LCA reflex)]: *Unfallchirurg*, v. 89, p. 551-554.
80. Guermazi,A, S Zaim, B Taouli, Y Miaux, C G Peterfy, H G Genant, 2003, MR findings in knee osteoarthritis: *Eur.Radiol.*, v. 13, p. 1370-1386.
81. Hardya,PA, R Newmark, Y M Liu, D Meier, S Norris, D W Piraino, A Shah, 2000, The influence of the resolution and contrast on measuring the articular cartilage volume in magnetic resonance images: *Magn Reson.Imaging*, v. 18, p. 965-972.
82. Hart,DJ, T D Spector, 1995, The classification and assessment of osteoarthritis: *Baillieres Clin.Rheumatol.*, v. 9, p. 407-432.
83. Hasler,EM, W Herzog, T R Leonard, A Stano, H Nguyen, 1998, In vivo knee joint loading and kinematics before and after ACL transection in an animal model: *J.Biomech.*, v. 31, p. 253-262.

84. Haus,J, Z Halata, H J Refior, 1992, [Proprioception in the anterior cruciate ligament of the human knee joint--morphological bases. A light, scanning and transmission electron microscopy study]: *Z.Orthop.Ihre Grenzgeb.*, v. 130, p. 484-494.
85. Haus,J, H J Refior, 1988, Zur Anatomie und Histologie des vorderen Kreuzbandes: *Orthop.Praxis*, v. 5, p. 296-298.
86. Hayes,CW, W F Conway, 1992, Evaluation of articular cartilage: radiographic and cross-sectional imaging techniques: *Radiographics*, v. 12, p. 409-428.
87. Hefti,F, W Muller, 1993, [Current state of evaluation of knee ligament lesions. The new IKDC knee evaluation form]: *Orthopade*, v. 22, p. 351-362.
88. Herzog,RJ, 1993, Die Diagnose von Bänderläsionen im Kniegelenk mittels Kernspintomographie.: *Sportverletz.Sportschaden*, p. 17-22.
89. Heudorfer,L, J Hohe, S Faber, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 2000, [Precision MRI-based joint surface and cartilage density analysis of the knee joint using rapid water-excitation sequence and semi-automatic segmentation algorithm]: *Biomed.Tech.(Berl)*, v. 45, p. 304-310.
90. Hipp,E, K Flock, R Gradinger, J Träger, S Wörschhäuser, 1990, Knieverletzungen beim Wintersport. Möglichkeiten nicht invasiver Diagnostik unter besonderer Berücksichtigung der MRT.: *Dtsch.Z.Sportmed.*, p. 443-451.
91. Huber,M, S Trattnig, F Lintner, 2000, Anatomy, biochemistry, and physiology of articular cartilage: *Invest Radiol.*, v. 35, p. 573-580.
92. Hunziker,EB, 1990, Strukturmoleküle des Knorpelgewebes, der Sehnen und Bänder., in HU Stäubli (ed), *Kniegelenk und Kreuzbänder.*: Berlin- Heidelberg- New York, Springer, p. 64-79.
93. Hunziker,EB, H U Stäubli, 1990, Chirurgische Anatomie des Kniegelenkes., in RP Jakob and HU Stäubli (eds), *Kniegelenk und Kreuzbänder:* Berlin- Heidelberg- New York, Springer Verlag, p. 31-48.
94. Hutton,CW, W Vennart, 1995, Osteoarthritis and magnetic resonance imaging: potential and problems: *Ann.Rheum.Dis.*, v. 54, p. 237-243.
95. Hyhlik-Durr,A, R Burgkart, C Glaser, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 1999, MR-basierte Quantifizierung des Knorpelverlustes bei Gonarthrose: *Sportorthopädie-Sporttraumatologie*, p. 44-46.
96. Hyhlik-Durr,A, S Faber, R Burgkart, T Stammberger, K P Maag, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 2000, Precision of tibial cartilage morphometry with a coronal water-excitation MR sequence: *Eur.Radiol.*, v. 10, p. 297-303.
97. Johnson,DL, W P Urban, Jr., D N Caborn, W J Vanarthos, C S Carlson, 1998, Articular cartilage changes seen with magnetic resonance imaging-detected bone bruises associated with acute anterior cruciate ligament rupture: *Am.J.Sports Med.*, v. 26, p. 409-414.
98. Jomha,NM, D C Borton, A J Clingeffer, L A Pinczewski, 1999, Long-term osteoarthritic changes in anterior cruciate ligament reconstructed knees: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 188-193.
99. Kannus,P, M Jarvinen, 1987, Conservatively treated tears of the anterior cruciate ligament. Long-term results: *J.Bone Joint Surg.Am.*, v. 69, p. 1007-1012.
100. Karvonen,RL, W G Negendank, R A Teitge, A H Reed, P R Miller, F Fernandez-Madrid, 1994, Factors affecting articular cartilage thickness in osteoarthritis and aging: *J.Rheumatol.*, v. 21, p. 1310-1318.

101. Kellgren,J, 1963, The epidemiology of chronic rheumatism., Oxford, Blackwell.
102. Kellgren,J, J Lawrence, 1957, Radiological assessment of osteo-arthritis: Ann.Rheum.Dis., v. 16, p. 494-502.
103. Kennedy,JC, H W Weinberg, A S Wilson, 1974, The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. As determined by clinical and morphological studies: J.Bone Joint Surg.Am., v. 56, p. 223-235.
104. Kim,YJ, L J Bonassar, A J Grodzinsky, 1995, The role of cartilage streaming potential, fluid flow and pressure in the stimulation of chondrocyte biosynthesis during dynamic compression: J.Biomech., v. 28, p. 1055-1066.
105. Kramer,J, A Scheurecker, E Mohr, 1995, [Osteochondral lesions]: Radiologe, v. 35, p. 109-116.
106. Kullmer,K, R Letsch, B Turowski, 1994, Which factors influence the progression of degenerative osteoarthritis after ACL surgery?: Knee.Surg.Sports Traumatol.Arthrosc., v. 2, p. 80-84.
107. Lane,NE, 1996, Physical activity at leisure and risk of osteoarthritis: Ann.Rheum.Dis., v. 55, p. 682-684.
108. Laxdal,G, J Kartus, L Ejerhed, N Sernert, L Magnusson, E Faxen, J Karlsson, 2005, Outcome and risk factors after anterior cruciate ligament reconstruction: a follow-up study of 948 patients: Arthroscopy, v. 21, p. 958-964.
109. Leach,RE, T Gregg, F J Siber, 1970, Weight-bearing radiography in osteoarthritis of the knee: Radiology, v. 97, p. 265-268.
110. Link,TM, L S Steinbach, S Ghosh, M Ries, Y Lu, N Lane, S Majumdar, 2003, Osteoarthritis: MR imaging findings in different stages of disease and correlation with clinical findings: Radiology, v. 226, p. 373-381.
111. Lohmander,LS, A Ostenberg, M Englund, H Roos, 2004, High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury: Arthritis Rheum., v. 50, p. 3145-3152.
112. Löscher,A, F Eckstein, M Haubner, H Sittek, A Gavazzeni, S Milz, S Kolem, M Reiser, K H Englmeier, 1995, 3D-MR-Chondro-Crassometrie: Sportorthopädie-Sporttraumatologie, v. 11, p. 183-186.
113. Lynch,M, C Henning, 1988, Osteoarthritis in the ACL-Deficient Knee, in J Feagin (ed), The Crucial Ligaments: New York-Edinburgh-London-Melbourne, p. 385-391.
114. Lynch,MA, C E Henning, K R Glick, Jr., 1983, Knee joint surface changes. Long-term follow-up meniscus tear treatment in stable anterior cruciate ligament reconstructions: Clin.Orthop.Relat Res., p. 148-153.
115. Lysholm,J, J Gillquist, 1982, Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale: Am.J.Sports Med., v. 10, p. 150-154.
116. Maquet P, 1984, Mechanics of the Knee, in Paul GJ Maquet (ed), Biomechanics of the Knee: Berlin-Heidelberg-New York, Springer Verlag, p. 15-73.
117. Maquet,P, B A Van De, J Simonet, 1976, [The weight-bearing surfaces of the femoro-tibial joint]: Acta Orthop.Belg., v. 42 Suppl 1, p. 139-143.
118. Maroudas,AI, 1976, Balance between swelling pressure and collagen tension in normal and degenerate cartilage: Nature, v. 260, p. 808-809.

119. Meachim,G, 1971, Effect of age on the thickness of adult articular cartilage at the shoulder joint: *Ann.Rheum.Dis.*, v. 30, p. 43-46.
120. Meachim,G, G Bentley, R Baker, 1977, Effect of age on thickness of adult patellar articular cartilage: *Ann.Rheum.Dis.*, v. 36, p. 563-568.
121. Mandler,M, S G Eich-Bender, L Vaughan, K H Winterhalter, P Bruckner, 1989, Cartilage contains mixed fibrils of collagen types II, IX, and XI: *J.Cell Biol.*, v. 108, p. 191-197.
122. Menke,W, T Schneider, B Schmitz, I Michiels, 1990, [Results of follow-up of untreated anterior cruciate ligament rupture]: *Sportverletz.Sportschaden*, v. 4, p. 169-174.
123. Minns,RJ, F S Steven, 1977, The collagen fibril organization in human articular cartilage: *J.Anat.*, v. 123, p. 437-457.
124. Mitchell,NS, R L Cruess, 1977, Classification of degenerative arthritis: *Can.Med.Assoc.J.*, v. 117, p. 763-765.
125. Mok,DW, G S Dowd, 1993, Long-term results of anterior cruciate reconstruction with the patellar tendon: *Injury*, v. 24, p. 385-388.
126. Mow,VC, G A Ateshian, R L Spilker, 1993, Biomechanics of diarthrodial joints: a review of twenty years of progress: *J.Biomech.Eng.*, v. 115, p. 460-467.
127. Mow,VC, M H Holmes, W M Lai, 1984a, Fluid transport and mechanical properties of articular cartilage: a review: *J.Biomech.*, v. 17, p. 377-394.
128. Mow,VC, A F Mak, W M Lai, L C Rosenberg, L H Tang, 1984b, Viscoelastic properties of proteoglycan subunits and aggregates in varying solution concentrations: *J.Biomech.*, v. 17, p. 325-338.
129. Muir,H, 1970, The intracellular matrix in the environment of connective tissue cells: *Clin.Sci.*, v. 38, p. 8P.
130. Muir,H, 1983, Proteoglycans as organizers of the intercellular matrix: *Biochem.Soc.Trans.*, v. 11, p. 613-622.
131. Muir,H, 1995, The chondrocyte, architect of cartilage. Biomechanics, structure, function and molecular biology of cartilage matrix macromolecules: *Bioessays*, v. 17, p. 1039-1048.
132. Müller,W, 1982, *Das Knie: Form, Funktion und ligamentäre Wiederherstellung.*, Berlin-Heidelberg-New York, Springer Verlag, p. 7-19.
133. Muller,W, 1988, Kinematics of the Cruciate Ligaments, in J Feagin (ed), *The Crucial Ligaments: New York-Edinburgh-London-Melbourne*, p. 217-233.
134. Muller,W, R Biedert, F Hefti, R P Jakob, U Munzinger, H U Staubli, 1988, OAK knee evaluation. A new way to assess knee ligament injuries: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 37-50.
135. Murphy,WA, Jr., R D Altman, 1995, Updated osteoarthritis reference standard: *J.Rheumatol.Suppl*, v. 43, p. 56-59.
136. Myklebust,G, I Holm, S Maehlum, L Engebretsen, R Bahr, 2003, Clinical, functional, and radiologic outcome in team handball players 6 to 11 years after anterior cruciate ligament injury: a follow-up study: *Am.J.Sports Med.*, v. 31, p. 981-989.
137. Neuschwander,DC, D Drez, Jr., R M Paine, J C Young, 1990, Comparison of anterior laxity measurements in anterior cruciate deficient knees with two instrumented testing devices: *Orthopedics*, v. 13, p. 299-302.

138. Noyes,FR, S D Barber, L A Mooar, 1989, A rationale for assessing sports activity levels and limitations in knee disorders: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 238-249.
139. Noyes,FR, R W Bassett, E S Grood, D L Butler, 1980, Arthroscopy in acute traumatic hemarthrosis of the knee. Incidence of anterior cruciate tears and other injuries: *J.Bone Joint Surg.Am.*, v. 62, p. 687-95, 757.
140. Noyes,FR, G H McGinniss, 1985, Controversy about treatment of the knee with anterior cruciate laxity: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 61-76.
141. Odensten,M, P Hamberg, M Nordin, J Lysholm, J Gillquist, 1985, Surgical or conservative treatment of the acutely torn anterior cruciate ligament. A randomized study with short-term follow-up observations: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 87-93.
142. Otto,D, L A Pinczewski, A Clingeleffer, R Odell, 1998, Five-year results of single-incision arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction with patellar tendon autograft: *Am.J.Sports Med.*, v. 26, p. 181-188.
143. Passler,JM, K Babinski, G Schippinger, 1999, Failure of clinical methods in assessing graft integrity after anterior cruciate ligament reconstruction: an arthroscopic evaluation: *Arthroscopy*, v. 15, p. 27-34.
144. Peterfy,CG, 2002, Imaging of the disease process: *Curr.Opin.Rheumatol.*, v. 14, p. 590-596.
145. Peterfy,CG, A Guermazi, S Zaim, P F Tirman, Y Miaux, D White, M Kothari, Y Lu, K Fye, S Zhao, H K Genant, 2004, Whole-Organ Magnetic Resonance Imaging Score (WORMS) of the knee in osteoarthritis: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 12, p. 177-190.
146. Peterfy,CG, S Majumdar, P Lang, C F van Dijke, K Sack, H K Genant, 1994a, MR imaging of the arthritic knee: improved discrimination of cartilage, synovium, and effusion with pulsed saturation transfer and fat-suppressed T1-weighted sequences: *Radiology*, v. 191, p. 413-419.
147. Peterfy,CG, C F van Dijke, D L Janzen, C C Gluer, R Namba, S Majumdar, P Lang, H K Genant, 1994b, Quantification of articular cartilage in the knee with pulsed saturation transfer subtraction and fat-suppressed MR imaging: optimization and validation: *Radiology*, v. 192, p. 485-491.
148. Pinczewski,LA, D J Deehan, L J Salmon, V J Russell, A Clingeleffer, 2002, A five-year comparison of patellar tendon versus four-strand hamstring tendon autograft for arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament: *Am.J.Sports Med.*, v. 30, p. 523-536.
149. Piperno,M, M P Hellio Le Graverand, T Conrozier, M Bochu, P Mathieu, E Vignon, 1998, Quantitative evaluation of joint space width in femorotibial osteoarthritis: comparison of three radiographic views: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 6, p. 252-259.
150. Piplani,MA, D G Disler, T R McCauley, T J Holmes, J P Cousins, 1996, Articular cartilage volume in the knee: semiautomated determination from three-dimensional reformations of MR images: *Radiology*, v. 198, p. 855-859.
151. Poole,CA, M H Flint, B W Beaumont, 1984, Morphological and functional interrelationships of articular cartilage matrices: *J.Anat.*, v. 138 (Pt 1), p. 113-138.
152. Putz,R, 1995, [Anatomy and biomechanics of the knee joint]: *Radiologe*, v. 35, p. 77-86.
153. Recht,MP, J Kramer, S Marcelis, M N Pathria, D Trudell, P Haghghi, D J Sartoris, D Resnick, 1993, Abnormalities of articular cartilage in the knee: analysis of available MR techniques: *Radiology*, v. 187, p. 473-478.
154. Reiser,M, F P Kuhn, J Debus, 2003, Radiologische Verfahren, in AuK Bob (ed), *Radiologie: Stuttgart, Thieme*, p. 67-96.

155. Resnick,D, G Niwayama, 1995, Degenerative disease of extraspinal locations., in D Resnick (ed), *Diagnosis of bone and joint disorders.*: Philadelphia, WB Saunders, p. 1263-1371.
156. Roos,H, T Adalberth, L Dahlberg, L S Lohmander, 1995, Osteoarthritis of the knee after injury to the anterior cruciate ligament or meniscus: the influence of time and age: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 3, p. 261-267.
157. Rosen,MA, D W Jackson, P E Berger, 1991, Occult osseous lesions documented by magnetic resonance imaging associated with anterior cruciate ligament ruptures: *Arthroscopy*, v. 7, p. 45-51.
158. Sah,RL, Y J Kim, J Y Doong, A J Grodzinsky, A H Plaas, J D Sandy, 1989, Biosynthetic response of cartilage explants to dynamic compression: *J.Orthop.Res.*, v. 7, p. 619-636.
159. Schmidt,MB, V C Mow, L E Chun, D R Eyre, 1990, Effects of proteoglycan extraction on the tensile behavior of articular cartilage: *J.Orthop.Res.*, v. 8, p. 353-363.
160. Segawa,H, G Omori, Y Koga, 2001, Long-term results of non-operative treatment of anterior cruciate ligament injury: *Knee.*, v. 8, p. 5-11.
161. Seitz,H, S Marlovits, A Kolonja, N Chichakli, V Vecsei, 1998, Meniskusläsionen nach vorderen Kreuzbandrupturen.: *Arthroskopie*, p. 82-85.
162. Sernert,N, J Kartus, K Kohler, L Ejerhed, J Karlsson, 2001, Evaluation of the reproducibility of the KT-1000 arthrometer: *Scand.J.Med.Sci.Sports*, v. 11, p. 120-125.
163. Sgaglione,NA, R F Warren, T L Wickiewicz, D A Gold, R A Panariello, 1990, Primary repair with semitendinosus tendon augmentation of acute anterior cruciate ligament injuries: *Am.J.Sports Med.*, v. 18, p. 64-73.
164. Shellock,FG, E Kanal, 1991, Policies, guidelines, and recommendations for MR imaging safety and patient management. SMRI Safety Committee: *J.Magn Reson.Imaging*, v. 1, p. 97-101.
165. Sherman,MF, R F Warren, J L Marshall, G J Savatsky, 1988, A clinical and radiographical analysis of 127 anterior cruciate insufficient knees: *Clin.Orthop.Relat Res.*, v. 227, p. 229-237.
166. Shirakura,K, M Terauchi, S Kizuki, S Moro, M Kimura, 1995, The natural history of untreated anterior cruciate tears in recreational athletes: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 227-236.
167. Sittek,H, F Eckstein, A Gavazzeni, S Milz, B Kiefer, E Schulte, M Reiser, 1996, Assessment of normal patellar cartilage volume and thickness using MRI: an analysis of currently available pulse sequences: *Skeletal Radiol.*, v. 25, p. 55-62.
168. Smith,RL, S F Rusk, B E Ellison, P Wessells, K Tsuchiya, D R Carter, W E Caler, L J Sandell, D J Schurman, 1996, In vitro stimulation of articular chondrocyte mRNA and extracellular matrix synthesis by hydrostatic pressure: *J.Orthop.Res.*, v. 14, p. 53-60.
169. Sperner,G, P Seewald, A Hamberger, A Koller, P Wanitschek, K Golser, 1996, [Arthroscopic replacement of the anterior cruciate ligament with a double semitendinosus tendon]: *Unfallchirurg*, v. 99, p. 869-874.
170. Spindler,KP, J P Schils, J A Bergfeld, J T Andrish, G G Weiker, T E Anderson, D W Piraino, B J Richmond, S V Medendorp, 1993, Prospective study of osseous, articular, and meniscal lesions in recent anterior cruciate ligament tears by magnetic resonance imaging and arthroscopy: *Am.J.Sports Med.*, v. 21, p. 551-557.
171. Stabler,A, C Glaser, M Reiser, 2000, Musculoskeletal MR: knee: *Eur.Radiol.*, v. 10, p. 230-241.

172. Stallenberg,B, P A Gevenoio, S A Sintzoff, Jr., C Matos, Y Andrienne, J Struyven, 1993, Fracture of the posterior aspect of the lateral tibial plateau: radiographic sign of anterior cruciate ligament tear: *Radiology*, v. 187, p. 821-825.
173. Stammberger,T, F Eckstein, K H Englmeier, M Reiser, 1999a, Determination of 3D cartilage thickness data from MR imaging: computational method and reproducibility in the living: *Magn Reson.Med.*, v. 41, p. 529-536.
174. Stammberger,T, F Eckstein, M Michaelis, K H Englmeier, M Reiser, 1999b, Interobserver reproducibility of quantitative cartilage measurements: comparison of B-spline snakes and manual segmentation: *Magn Reson.Imaging*, v. 17, p. 1033-1042.
175. Stäubli,HU, R P Jakob, 1990, Anterior knee motion analysis. Measurement and simultaneous radiography.: *Am.J.Sports Med.*, p. 172-177.
176. Stein,LN, D A Fischer, H M Fritts, D C Quick, 1995, Occult osseous lesions associated with anterior cruciate ligament tears: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 187-193.
177. Tegner,Y, J Lysholm, 1985, Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries: *Clin.Orthop.Relat Res.*, p. 43-49.
178. Tieschky,M, S Faber, M Haubner, H Kolem, E Schulte, K H Englmeier, M Reiser, F Eckstein, 1997, Repeatability of patellar cartilage thickness patterns in the living, using a fat-suppressed magnetic resonance imaging sequence with short acquisition time and three-dimensional data processing: *J.Orthop.Res.*, v. 15, p. 808-813.
179. van Rens,TJ, A F van den Berg, R Huiskes, W Kuypers, 1986, Substitution of the anterior cruciate ligament: a long-term histologic and biomechanical study with autogenous pedicled grafts of the iliotibial band in dogs: *Arthroscopy*, v. 2, p. 139-154.
180. Vellet,AD, P Marks, P Fowler, T Munro, 1989, Accuracy of nonorthogonal magnetic resonance imaging in acute disruption of the anterior cruciate ligament: *Arthroscopy*, v. 5, p. 287-293.
181. Vellet,AD, P H Marks, P J Fowler, T G Munro, 1991, Occult posttraumatic osteochondral lesions of the knee: prevalence, classification, and short-term sequelae evaluated with MR imaging: *Radiology*, v. 178, p. 271-276.
182. Vignon,E, T Conrozier, M Piperno, S Richard, Y Carrillon, O Fantino, 1999, Radiographic assessment of hip and knee osteoarthritis. Recommendations: recommended guidelines: *Osteoarthritis.Cartilage.*, v. 7, p. 434-436.
183. Watt,I, 2000, [Arthrosis--a single or many diseases?]: *Radiologe*, v. 40, p. 1134-1140.
184. Werlich,T, H Brand, V Echtermeyer, J Pohlmann, 1993, [The knee arthrometer KT-1000: value of instrumental measurement in diagnosis of complex anterior knee instability]: *Aktuelle Traumatol.*, v. 23, p. 43-49.
185. Wong,M, D R Carter, 1990, Theoretical stress analysis of organ culture osteogenesis: *Bone*, v. 11, p. 127-131.
186. Xue,H, Y Ao, C Yu, J Zhang, 2002, [The effect of anterior cruciate ligament rupture and reconstruction on the degeneration of articular cartilage in rabbit knee]: *Zhonghua Wai Ke.Za Zhi.*, v. 40, p. 304-307.
187. Zacher,J, A Gursche, 2001, [Diagnosis of arthrosis]: *Orthopade*, v. 30, p. 841-847.
188. Zysk,SP, A Kruger, A Baur, A Veihelmann, H J Refior, 2000, Tripled semitendinosus anterior cruciate ligament reconstruction with Endobutton fixation: a 2-3-year follow-up study of 35 patients: *Acta Orthop.Scand.*, v. 71, p. 381-386.

9. Anhang

Kriterien	Einschätzung	Punkte	Kriterien	Einschätzung	Punkte
Hinken	Keines	5	Schmerz	Keiner	30
	Leicht/zeitweise	3		Unregelmäßig und leicht	25
	Stark/Konstant	0		Stark bei hoher Belastung	20
Belastung	Vollbelastung	5		Ausgeprägt beim giving way	15
	Stock/Gehstütze	3		Ausgeprägt bei Belastung	10
	Unmöglich	0		Nur bei > 2 km Gehen	5
Treppensteigen	Problemlos	5		Konstant und stark	0
	Leicht erschwert	3	Schwellung	Keine	10
	Stufe für Stufe	2		Verbunden mit giving way	7
Nicht möglich	0	Bei hoher Belastung		5	
Hocken	Problemlos	5		Bei normaler Belastung	2
	Leicht eingeschränkt	3		Konstant	0
	Nicht > 90°	2	Oberschenkelatrophie	Keine	5
Unmöglich	0	1-2 cm		3	
Instabilität	Kein giving way	30			Mehr als 2 cm
	Selten bei Extrembelastung	25			
	Häufig bei Extrembelastung	20			
	Gelegentlich im Alltag	10			
	Häufig im Alltag	5			
Bei jedem Schritt		0			

Tabelle 9-1: Score nach Lysholm und Gillquist (1982)

Kategorie I: Anamnese			Kategorie III: Instabilität			
Schmerzen	Keine	5	Vord. Schublade	Keine	5	
	Selten	3		+	4	
	Häufig	2		++	2	
	Stark/konstant	0		+++	0	
Schwellung/Ergüsse (subjektiv)	Keine	5	Hint. Schublade	Keine	5	
	Selten	3		+	4	
	Rezidivierend	2		++	2	
	Permanent	0		+++	0	
Giving way	Nein	5	Lachmann Test	Negativ	5	
	Selten	2		+	4	
	regelmäßig	0		++	2	
Arbeit	Vollzeit	5	Lateral in 30° Beu- gung	+++	0	
	Teilzeit	3		Keine	5	
	Intermittierend	1		+	4	
	arbeitsunfähig	0		++	2	
Sport	Volle Belastbar- keit	5	Medial in 30° Beu- gung	+++	0	
	Reduzierte Be- lastbarkeit	3		Keine	5	
	Stark reduz. Belastbarkeit	1		+	4	
	Nicht möglich	0		++	2	
Kategorie II: Allgemeine Untersuchungsbe- funde			+++		0	
Druckschmerz	Keiner	5	Reversed shift	Pivot	negativ	5
	Gering	3			Positiv	2
	Mäßig	1	Pivot shift	negativ	5	
	stark	0		Fraglich	3	
	Nein	5		Positiv	0	
Erguß/Schwellung	Gering	3	Kategorie IV: Funktionelle Tests			
	Mäßig	1	Einbeinsprung	uneingeschränkt	5	
	massiv	0		Mit Mühe möglich	3	
	Keine	5		Nicht möglich	1	
Oberschenkel- umfangsdifferenz	2 cm	3	Entengang	uneingeschränkt	5	
	> 2 cm	0		Mit Mühe möglich	3	
	Passives Extensions- null	5		Nicht möglich	1	

defizit					
	5°	3	Einbeinkniebeuge	uneingeschränkt	5
	10°	1		Mit Mühe möglich	3
	> 10 °	0		Nicht möglich	1
Passive Flexion					
	Frei	5			
	> 120°	3			
	> 90°	1			
	< 90°	0			

Tabelle 9-2: OAK- Evaluationsbogen (Muller et al., 1988)

Skala	Aktivitätsniveau
10 Punkte	Leistungssport: Fußball (national und international)
9 Punkte	Leistungssport: Fußball in unteren Ligen, Eishockey, Ringen Turnen
8 Punkte	Leistungssport: alpiner Skilauf, Squash, Badminton, Leichtathletik
7 Punkte	Leistungssport: Tennis, Leichtathletik, Hand-, Volley-, Basketball Freizeitsport: Fußball, Eishockey, Squash
6 Punkte	Leistungssport: Tennis, Laufen, Handball, Skifahren Freizeitsport: 5 x/Woche Joggen
5 Punkte	Schwere körperliche Arbeit (zum Beispiel Wald-/Fortarbeiten) Leistungssport: Radfahren, Skilanglauf Freizeitsport: Jogging auf unebenem Boden (2x/Woche)
4 Punkte	Mittelgrading schwere Arbeit (zum Beispiel LKW –Fahren) Freizeitsport: Jogging auf unebenem Boden (2x/Woche), Radfahren, Skilanglauf
3 Punkte	Leichte körperliche Arbeit, Schwimmen
2 Punkte	Leichte körperliche Arbeit, Gehen auf unebenem Grund unmöglich
1 Punkte	Sitzende Tätigkeit, Gehen auf ebenem Untergrund
0 Punkte	Arbeitsunfähig oder berentet

Tabelle 9-3: Aktivitätsscore nach Tegner u. Lysholm (1985)

10. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Christian Glaser für die Anregung zu dieser Dissertation und seiner stets freundlichen, menschlichen und motivierenden Unterstützung bei der Betreuung der Untersuchungen, der Datenauswertung und dem Verfassen dieser Arbeit.

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Prof. Dr. Dr. M. Reiser (Institut für klinische Radiologie, Ludwig-Maximilians-Universität München) danken.

Für Ihre unermüdliche Hilfsbereitschaft und die konstruktiven, insbesondere aber motivierenden und prompten Verbesserungsvorschläge, die es mir ermöglichten diese Arbeit fertig zu stellen, möchte ich mich herzlich bei Frau Dr. Sabine Weckbach bedanken.

Für die immer freundliche und schnelle Hilfe bei allen Fragen zu Statistik und Auswertung der Daten danke ich Herrn Dr. Alexander Crispin.

Für die Unterstützung bei Fragen zu Soft- und Hardwareproblemen möchte ich mich bei Tobias Simon und Eva Gahr für Ihre Hilfsbereitschaft bedanken.

Mein besonderer Dank gilt auch meiner Schwester Martina, Vreni Kuisle und meinen Freunden und Verwandten, für die tatkräftige, vor allem aber emotionale Unterstützung, die mich zur Fertigstellung dieser Arbeit motiviert haben.

Meiner Oma danke ich für die ständig wiederkehrenden Nachfragen bezüglich des Abschlusses der Dissertation.

Meinen ganz persönlichen Dank aber richte ich an meine Eltern, die mir unzählige Möglichkeiten und Perspektiven im Leben eröffneten und mir immer verständnisvoll und unterstützend mit Rat und Tat zur Seite stehen.

11. Lebenslauf

Persönliche Daten

Christian Martin Nußbickel
Spielhahnstr. 14, 87561 Oberstdorf, Deutschland
geboren am 23.10.1978 in Kempten (Allgäu)
ledig, keine Kinder

Schulbildung und Zivildienst

09/1985 - 07/1989	Grundschule Oberstdorf
09/1989 – 06/1998	Gymnasium Oberstdorf
07/1995 – 06/1996	Schuljahr an der Perrydale High School, Oregon, USA
07/1998	Abitur Gymnasium Oberstdorf
07/1998 – 08/1999	Zivildienst an der Fachklinik für Orthopädie Oberstdorf und Krankenhaus Oberstdorf

Universitäre Ausbildung

Seit 10/1999	Studium der Humanmedizin an der Ludwig-Maximilian Universität München
08/2001	Ärztliche Vorprüfung
09/2002	Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung
09/2004	Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung
10/2004 - 04/2005	Freisemester zur Fortführung der Dissertation und Sprachkurs in Spanien
04/2005 – 03/2006	Praktisches Jahr
05/2006	Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Famulaturen

09/2001	Chirurgie/Unfallchirurgie, Krankenhaus Oberstdorf
09/2002	Chirurgie/Innere Medizin, Baptist Hospital, Bangalore, Indien
09//2003	Innere Medizin/Chirurgie, Mannipal Hospital, Pokhara, Nepal
02-03/2004	Innere Medizin, Krankenhaus Oberstdorf

Praktisches Jahr

Chirurgie	NYU Downtown Hospital, New York, USA, Department of Surgery Krankenhaus Agatharied, Klinik für Chirurgie
Innere Medizin	Groote Schuur Hospital, Kapstadt, Südafrika, Department of Internal Medicine / Emergency Medicine
Orthopädie	Kantonsspital Luzern, Klinik für Orthopädie

Nebentätigkeiten

2001 - 2003	Nachwachen im Klinikum München Innenstadt
10/2003 – 02/2004	Assistent im Präparierkurs der Anatomischen Anstalt
1997 - 2004	Snowboardlehrer
02/2002 – 02/2004	Fahrer bei BMW im VIP Flottenservice
seit 2002	Mitglied der deutschen Gesellschaft für Bergmedizin
seit 2006	Mitglied der Bergwacht Oberstdorf

Sprachkenntnisse

Englisch – verhandlungssicher in Wort und Schrift
 Französisch – gute Kenntnisse
 Spanisch – Grundkenntnisse