

**MR Kinematographie des Femoropatellargelenkes im geschlossenen
MR-System zur Diagnostik patellarer Maltrackingsyndrome**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

vorgelegt von
Horant Jan Hartschen
aus Düsseldorf
2006

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Privatdozent Dr. med. M. Vahlensieck
2. Gutachter: Professor Dr. med. H. M. Schmidt

Tag der mündlichen Prüfung: 21. September 2006

Aus der Röntgeninstitution
Privatdozent Dr. Martin Vahlensieck
Endenicherstraße 81
53115 Bonn

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn
http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	6
2.	Material und Methoden.....	8
2.1	Halteapparat.....	8
2.1.1	Materialien.....	9
2.1.2	Bauelemente	10
2.1.3	Funktionsweise	12
2.2	Probandenkollektiv	14
2.2.1	MR-Sequenzen	15
2.2.2	Untersuchungsgang	15
2.2.3	Bildverarbeitung	17
2.2.4	Qualitative Auswertung	18
2.2.5	Quantitative Auswertung	19
2.3	Patientenkollektiv	24
2.4	Statistische Methode der Auswertung	26
3.	Ergebnisse.....	26
3.1	Halteapparat.....	26
3.2	Probandenkollektiv	27
3.2.1	Qualitative Ergebnisse	27
3.2.2	Quantitative Ergebnisse	27
3.3	Patientenkollektiv	28
3.3.1	Qualitative Ergebnisse	28
3.3.2	Quantitative Ergebnisse	31
3.4	Vergleichende Statistik.....	32
4.	Diskussion	37
4.1	Anatomie und Bewegungsphysiologie	37
4.2	MR Technik.....	39
4.3	Bewegungspathologie des Femoropatellargelenkes	40
4.4	Diskussion der Ergebnisse	46
5.	Zusammenfassung	53
6.	Bibliographie	55

1. Einleitung

Schmerzhafte degenerative und traumatische Kniegelenkserkrankungen sind insbesondere beim älteren Patienten ein ubiquitäres Problem.

Aber auch bei jüngeren Patienten gibt es neben traumatischen Leiden mehr chronische, nicht traumatische Beschwerden.

Gerade bei jüngeren Patienten treten häufig belastungsabhängige peripatellare Schmerzen auf, ohne dass ein morphologisches Korrelat im Femoropatellargelenk mittels bildgebender Verfahren zu finden wäre.

Eine potentielle Ursache solcher Schmerzsyndrome liegt in einer funktionellen Störung des patellaren Bewegungsvorganges – insbesondere in den initialen Beugegraden von 0° voller Extension bis 30° Flexion. Dieser Bereich des Patellagleitvorganges ist vorwiegend durch muskuläre Führung und Lenkung durch peripatellare Bandstrukturen beeinflusst (Powers et al., 1996). Erst ab ungefähr 30° Flexion kommt es zu einer vorwiegend knöchernen Führung der Patella, bzw. ihres dorsalen Firsts durch die Trochlea des Femurs. Während der initialen Beugegrade kann es zu Abweichungen von der idealen Gleitlinie der Patella mit resultierenden mechanischen Beeinträchtigungen des dorsalen Gelenkknorpels (Pressionssyndrom) kommen (Bonamo und Saperstein, 1994).

Klinisch äussert sich dies im Rahmen typischer Beschwerden: Schmerzen und/oder Knacken beim Treppensteigen, Schmerzen und/oder Knacken bei starker Flexion des Knies z.B. beim Hocken und Aufstehen aus der Hocke (Carson et al., 1984; Corse et al., 1994; Ficat und Hungerford, 1977; Kummel, 1980).

Eine solche funktionelle Erkrankung ist therapierbar. Abhängig vom Grad und Fortschreiten der Erkrankung geschieht dies entweder durch intensive physiotherapeutische Beübung oder durch operative Intervention.

Voraussetzung für eine erfolgreiche Therapie ist eine genaue Klassifizierung dieses Maltracking.

Geeignete Untersuchungsmodalität für das Femoropatellargelenk ist die Magnetresonanztomographie. Der Vorteil gegenüber konventioneller Röntgendiagnostik ist die Darstellung der peripatellaren Weichgewebe und des Gelenkknorpels (Kirsch et al., 1993). Die initialen Beugegrade des Femoropatellargelenkes, welche der konventionellen Röntgendiagnostik verschlossen bleiben, können ausreichend dargestellt werden.

Allerdings birgt auch die Diagnostik mittels Magnetresonanztomographie gewisse Einschränkungen – insbesondere bei funktionellen, also Bewegungsuntersuchungen der Gelenke. So bieten offene MR-Scanner die Möglichkeit, Bewegungen der Gelenke uneingeschränkt zu vollführen, dies jedoch auf Kosten der Auflösung und diagnostischen Aussagefähigkeit der resultierenden Bilder. Geschlossene MR-Systeme warten mit einer hohen Auflösungsfähigkeit auf, hier allerdings umgekehrt auf Kosten der möglichen Bewegungsfreiheit der Gelenke.

Ziel dieser Studie war es, einen geeigneten Halteapparat für ein geschlossenes MR-System zu konstruieren, mit dem funktionelle MR Studien am femoropatellaren Gelenk durchführbar sind.

Ferner sollten geeignete Auswertekriterien basierend auf der bisherigen Literatur sowie eigenen Interpretationen erarbeitet werden.

Abschließend sollte die Häufigkeit des Auftretens dieser Erkrankung, deren Unterformen und ihre diagnostische Relevanz bestimmt werden.

2. Material und Methoden

2.1 Halteapparat

Zunächst galten unsere Bemühungen der Entwicklung und der Konstruktion eines Halteapparates (s. Abb. 1), welcher unseren Anforderungen an Funktion und Anwendbarkeit genüge. Im Folgenden unsere Anforderungen:

- Bewegungsumfang des Knies von 0° bis 30° in 5° Schritten
- Fixierung des Knies in definierten Beugstellungen während der Untersuchung
- Ungehinderte Bewegungsmöglichkeit der Patella
- Magnetfeldkompatibilität
- Einfache Bedienung für den Untersucher
- Einfache und möglichst fehlerfreie Bedienung durch den Patienten
- Einfache und kostengünstige Herstellung

Ähnliche Halteapparate sind schon gebaut worden, wobei die Ausführungen und Funktion meist grundlegend unterschiedlich sind. Für den von uns verwendeten MR-Scanner (Philips Gyroscan T5) ist ein solcher Halteapparat nach Auskunft des Geräteherstellers nicht kommerziell erhältlich.



Abbildung 1: Halteapparat auf Positionierungstisch

2.1.1 Materialien

Bei den zum Bau verwendeten Materialien mussten Eigenschaften bezüglich Verwendbarkeit in magnetischen Feldern, technischer Bearbeitungseigenschaften und letzten Endes auch der Materialkosten berücksichtigt werden.

Metalle schieden aufgrund der magnetfeldstörenden Eigenschaften frühzeitig aus. Unsere Überlegungen gestatteten zwei Werkstoffe, zum einen Holz und zum anderen Plexiglas. In Anbetracht der Verfügbarkeit und der möglichst einfachen Verarbeitung fiel die Entscheidung zugunsten von kunststoffbeschichtetem Presspanholz aus.

Erste Versuche, das Holz mit Messing- oder Edelstahlschrauben zu verbinden führten, trotz der geringen Menge eingebrachten magnetfeldstörenden Materials, zu Artefakten in der Bilderstellung und mussten verworfen werden.

Die endgültige Konstruktion beruhte weitestgehend auf Steckverbindungen mit Nut und Feder und wo Schraubverbindungen unabdingbar waren, kamen Maschinenschrauben aus Kunststoff der Firma Knapp aus Niedernhall zum Einsatz. Endgültige Stabilität erhielt die Konstruktion beim Einsetzen in Führungsschienen, die am Untersuchungstisch des MR-Scanners vorgesehen sind.

2.1.2 Bauelemente

Der von uns entwickelte Halteapparat bestand im Grunde aus drei funktionellen Untereinheiten:

- Grundgerüst
- Unterschenkelauflage
- Rasterplatte mit Gummizug und Führungsschiene.

Das Grundgerüst, fand seinen Platz auf dem Patientenuntersuchungstisch des MR-Scanners.

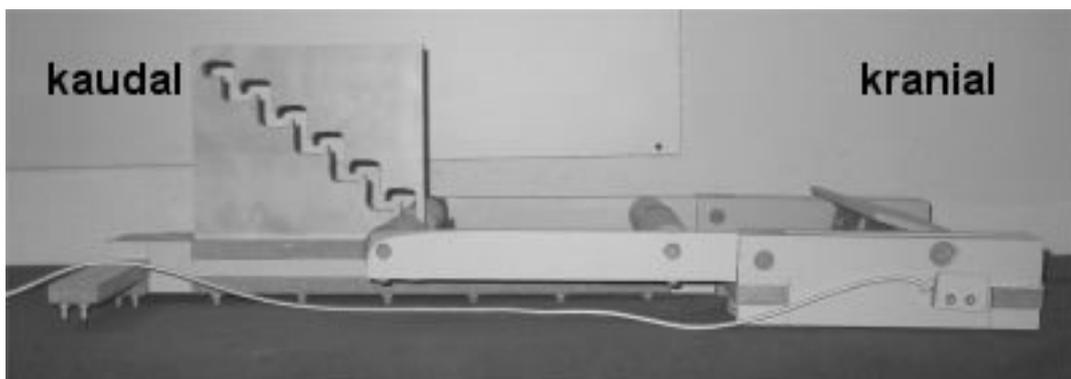


Abbildung 2: Halteapparat, Seitansicht, 0° Position

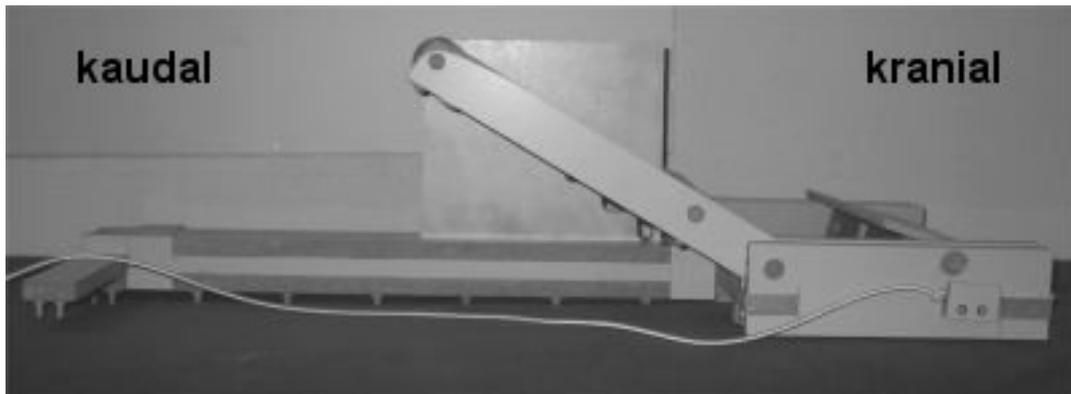


Abbildung 3: Halteapparat, Seitansicht, 30° Position

Das Grundgerüst diente erstens als Auflage für die Oberschenkel des Patienten in Bauchlage, zweitens als Aufnahmepunkt für die mittels zweier Gelenke mit ihm verbundenen Unterschenkelauflage, drittens als Halterung für die Führungsschiene, welche die Bewegung der Rasterplatte kontrollierte und viertens als Umlenk- und Haltekonstrukt für den Gummizug, welcher die Bedienungsautomatik erst ermöglichte.

Die Unterschenkelauflage diente der Positionierung und Fixierung der Patientenunterschenkel und war gelenkig auf der rechten und linken Geräteseite mit dem Grundgerüst verbunden. Zusätzlich verband eine Querverstrebung am distalen, bzw. kaudalen Ende in Form eines Rundholzes die seitlichen Elemente der Unterschenkelauflage miteinander und diese als Ganzes wiederum mit der gefrästen Angulierungsrille der Rasterplatte.

Als dritter Teil vervollständigte die Rasterplatte mit gefräster Angulierungsrille, Führungsschiene und Gummizug den Halteapparat. Die Rasterplatte diente der Führung der Unterschenkelauflage während der Verstellung der Beugegrade durch den Patienten und der definierten angulären Fixierung der Unterschenkelauflage in Relation zur Oberschenkelauflage – realisierbar waren sieben Beugestellungen des Knies von 0° Extension bis 30° Flexion in 5° Inkrementen (s. Abb. 2, 3 und 4).

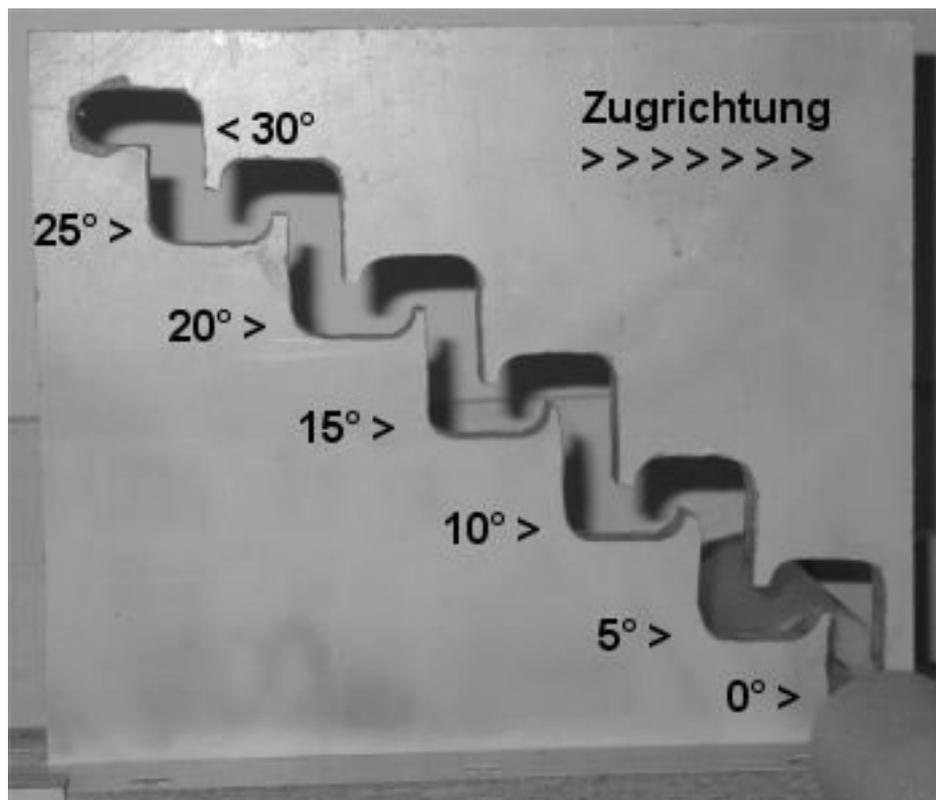


Abbildung 4: Halteapparat, Detailansicht, Rasterplatte

2.1.3 Funktionsweise

Die bisher in der Literatur erwähnten Halteapparate unterschieden sich in Positionierung des Patienten in Bauch- oder Rückenlage und Inkrementgröße und Inkrementzahl der Beugestellungen voneinander. Aus Gründen der Praktikabilität und des effizienten Umgangs mit zeitlichen Ressourcen erachteten wir es als wichtig, dass die Verstellung der Beugegrade, nach einer kurzen Einweisung, durch den Patienten selbst und fehlerfrei vorgenommen werden konnte (Ruwe und McCarthy, 1994).

Wir entschieden uns für die Positionierung des Patienten in Bauchlage und einen Bewegungsumfang von 0° bis 30° , unterteilt in Inkremente von jeweils 5° . Insgesamt ermöglichte dies sieben axiale Aufnahmen pro Untersuchung (0° , 5° , 10° , 15° , 20° , 25° und 30°). Limitierender Faktor bei der Festlegung des Bewegungsumfangs war einerseits der Durchmesser der Magnetbohrung im MR-

Scanner, andererseits die Länge des Unterschenkels des Patienten, bzw. des Unterschenkelteils des Halteapparates.

Der Halteapparat wurde auf den Patiententisch gesetzt und der Unterschenkelteil in die 0° Stellung (volle Extension) gebracht. Der Gummizug, welcher später der Einstellung der weiteren Beugegrade durch den Patienten dient, wurde in gespanntem, bzw. „geladenem“ Zustand an der rechten Seite des Halteapparates eingehängt.

Als nächstes wurde der Patient gebeten, sich in Bauchlage auf den Halteapparat und die davor positionierten Kissen zu legen. Zunächst war auf eine sorgfältige Positionierung des Patienten in Relation zum Halteapparat zu achten – idealerweise kamen die Gelenkachse des Halteapparates und die Gelenkachse der beiden Knie des Patienten auf gleicher Höhe zu liegen. War dies geschehen, wurde eine flexible Ringspule des MR-Scanners streckseitig an dem zu untersuchenden Knie mittels Klettbändern befestigt, die Kniescheibe fand dabei in der zentralen Aussparung der flexiblen Ringspule ihren Platz. Eine Beeinflussung der Patellamobilität oder ein Anprellen an die Ringspule konnte somit vermieden werden. Nun wurden beide Beine des Patienten mit jeweils zwei Klettbändern am Unterschenkelteil des Halteapparates fixiert.

Der Patient wurde gebeten, ruhig zu liegen, bis er weitere Instruktionen erhielt. Die ersten Aufnahmen, entsprechend Abschnitt 2.2.2, wurden in voller Extension gemacht.

Der nächste Schritt, die Beugegradverstellung, wurde zur Gewährung der fehlerfreien Bedienung durch den Patienten so einfach wie möglich gehalten. Der Patient erhielt die Anweisung, die Unterschenkel bis zum Anschlag anzuheben und danach wieder abzulegen. Durch die Unterschenkelflexion wurde die Querverstrebung der Unterschenkelaufgabe – ein Rundholz – in der gefrästen Angulierungsrille der Rasterplatte geführt, wodurch dann der gespannte Gummizug

die Rasterplatte in der Führungsschiene nach kranial bewegte. Legte der Patient danach die Unterschenkel wieder ab, so waren beide Knie um 5° weiter gebeugt.

Bedienungsfehler während der Beugegradverstellung waren durch die spezielle Führung der Querverstrebung in der gefrästen Angulierungsrille mit entsprechenden Anschlägen (s. Abb. 4) nicht möglich.

Erneut wurden Aufnahmen, nun jedoch bei 5° Flexion gemacht. Insgesamt wurde der Vorgang sechsmal wiederholt, so dass insgesamt sieben axiale Aufnahmesequenzen resultierten.

2.2 Probandenkollektiv

Zur ersten Erprobung des konstruierten Halteapparates, zur Entwicklung einer geeigneten MR-Sequenz und zur Definition des gesunden bzw. symptomlosen Status Quo wurde ein Probandenkollektiv untersucht.

Einzug in die Studie erhielten Probanden, deren Anamnese in Bezug auf Erkrankungen des Knies und des Femoropatellargelenkes unauffällig war.

Das Probandenkollektiv umfasste 4 weibliche Personen im Alter von 22 bis 26 Jahre (mittel 24 Jahre) und 6 männliche Personen im Alter von 23 bis 31 Jahre (mittel 25 Jahre).

Wir nahmen die MR-Kinematographie an 15 Probandenknieen vor, davon 6 weibliche und 9 männliche. Im Anschluss wurden die Untersuchungsdaten der qualitativen und quantitativen Auswertung zugeführt, wie in den Abschnitt 2.2.4 und 2.2.5 beschrieben.

Die Knie waren allesamt zum Zeitpunkt der Untersuchung beschwerdefrei und auch in der Vergangenheit nicht symptomatisch. Keines der Probandenknie war voroperiert oder Objekt regelmässiger physiotherapeutischer Beübungen.

2.2.1 MR-Sequenzen

Als Localizer diente uns eine sagittal gefahrene T1 Spinecho Sequenz (Sequenz 2, s. Abschnitt 2.2.2).

Die eigentliche Untersuchungssequenz (Sequenz 3, s. Abschnitt 2.2.2) war eine axial gefahrene T1 Spinecho Sequenz mit TR 400, TE 20, Schichtdicke 4mm, FOV 140 und einer Matrix von 256*205. Die daraus resultierende in-Schicht Auflösung von 0,54*0,68 erlaubte eine gute Knorpelbeurteilung.

2.2.2 Untersuchungsgang

Zur Positionierung und Instruktion des Patienten verweise ich auf den Abschnitt 2.1.3. Funktionsweise.

Äusserst wichtig für die erfolgreiche magnetresonanztomographische Untersuchung des Kniegelenks war die sorgfältige Positionierung der Schnittebenen - sowohl der Scoutsequenzen, als auch der eigentlichen Untersuchungssequenzen. Ziel war es, während aller sieben Beugstellungen die Femurkondylen jeweils auf gleicher Höhe zu untersuchen. Nur so konnte im Anschluss ein zufriedenstellendes kinematographisches Ergebnis erlangt werden.

In Abweichung zu den Untersuchergruppen von Brossmann et al. (1993) und Muhle et al. (1995) hielten wir es nicht für sinnvoll, uns die gleiche Schnittebene der Patella in den verschiedenen Beugegraden zum Ziel zu setzen, sondern möglichst gleiche Schnittebenen der Femurochlea zu erreichen. Dadurch erreichten wir idealerweise kinematographisch ruhig stehende Femurkondylen, in deren Trochlea man das Gleitverhalten der Patella beurteilen konnte.

Sequenz 1: Zunächst wurde bei voller Extension (0°) eine Scoutsequenz gefahren. Hierdurch erhielten wir zwei axiale und drei koronare Schnittbilder zur anatomischen Orientierung.

Sequenz 2 (Localizer): An diesen Bildern wurden die sagittalen Schnittebenen der nächsten zwei Bilder festgelegt. Eine der sagittalen Ebenen sollte mittig interkondylär verlaufen.

Sequenz 3: An den daraus resultierenden zwei sagittalen Schnittbildern erfolgte nun die Planung der eigentlichen axialen Sequenzen, welche später zu Filmen verarbeitet, bzw. einzeln vermessen wurden. Hier sollte man sich bereits bei 0° die relative Orientierung des Planungsrechtecks zum Femur anhand markanter Strukturen einprägen (s. Abb. 5), da diese Orientierung in den folgenden Beugegraden möglichst exakt rekonstruiert werden musste.



Abbildung 5: Sequenz 2 (Localizer), Orientierung des Planungsrechtecks für Sequenz 3

Als Ergebnis erhielten wir drei axiale Schnittbilder.

Die Sequenzen 2 und 3 wurden, nachdem die Verstellung der Beugegrade durch den Patienten erfolgte, sechsmal wiederholt. Als endgültiges Ergebnis hatten wir danach 21 axiale Schnittbilder aus sieben Untersuchungszyklen, bei jeweils 0°, 5°, 10°, 15°, 20°, 25° und 30°.

2.2.3 Bildverarbeitung

Im Anschluss an die Untersuchung des Patienten im MR-Scanner, folgte die qualitative und quantitative Auswertung der erhaltenen Bilder.

Zur weiteren Verarbeitung der Aufnahmen kamen drei Programme zur Verwendung:

- Con Vis: Insight 2D™
- Jasc Software: Paint Shop Pro™
- Jasc Software: Animation Shop™

Insight 2D™ diente der ersten Einsicht in die erhaltenen Bilder im DICOM Standard. Aus den erhaltenen 21 Bildern aus sieben Untersuchungszyklen wurden nun sieben Bilder ausgesucht, die unseren Anforderungen entsprachen - eins pro Untersuchungszyklus bzw. Beugstellung. Als Auswahlkriterien dienten der axiale Femuranschnitt, der Femur sollte jeweils in der gleichen Ebene getroffen sein wie in den benachbarten Beugstellungen, und die Patella, welche ebenfalls im Bild enthalten sein sollte. Im Falle einer relativ hoch stehenden Patella, konnte ein Anschnitt im ersten Bild (0°) nicht immer realisiert werden, da in diesem Fall der kaudale bzw. distale Patellapol kranialwärts des kranialsten axialen Schnittbildes zu liegen kam.

Insight 2D™ bot ausserdem einfache, integrierte Tools, mit deren Hilfe die vorhandenen Bilder vermessen werden konnten. Die von uns verwendeten Tools dienten der Längenmessung und der Winkelmessung.

Die uns bekannten Vermessungsmethoden wurden von uns teils modifiziert, teils übernommen. Die Fortführung des Gedankens der Chondropathia patellae und ihrer pathophysiologischen Grundlage veranlasste uns schliesslich die Messungen auf vier Parameter zu beschränken: die Trochleatiefe, das Breite zu Höhe Verhältnis der Patella, den patellaren Versatz und die patellare Verkippung. Diese

Parameter sind ausreichend, um das pathologische Substrat der Erkrankung zu erfassen.

Anschliessend wurde die Auswahl von Bildern pro Untersuchungsgang mit Paint Shop Pro™ weiter in das jpeg Format konvertiert. Mit Animation Shop™ wurden die ausgewählten Bilder dann zu einem Film im animierten gif Format verarbeitet.

2.2.4 Qualitative Auswertung

Zunächst erfolgte die qualitative Auswertung der erhaltenen Untersuchungsdaten anhand der im gif Format vorliegenden Kinematographien.

Gewisse pathologische Bewegungsabläufe wurden unseres Erachtens nach nur ungenügend durch alleinige Vermessung der statischen Bilder zur Geltung gebracht. Hier schien die qualitative Beurteilung der Filmsequenzen ein Zugewinn und eine Erweiterung der diagnostischen Aussagekraft.

Hierzu beurteilten wir die sorgfältig zusammengestellten Filme, welche einen realistischen Eindruck des Bewegungsablaufs der Patella während der initialen Knieflexion von 0° bis 30° vermittelten. Dies bot die Möglichkeit, einen Gesamteindruck des Bewegungsablaufs, nicht nur bezogen auf knöcherne Eckpunkte, sondern bezogen auf das komplexe Zusammenspiel zwischen Weich- und Hartgeweben, zu gewinnen.

Von zwei unabhängigen Untersuchern wurde zunächst festgelegt, ob ein pathologischer Befund vorlag oder nicht. Bei Vorliegen eines pathologischen Befundes wurde eine Zuordnung zu medialem oder lateralem Maltracking getroffen. Zusätzlich konnten weitere Attribute, wie z.B. auffällige anatomische Sonderformen oder Grad der Belastung/Spannung der beteiligten Weichgewebe und Bänder beurteilt werden. Auffällige Anatomien stellten sich z.B. als ausgesprochen flache Trochleae dar. Wir konnten zusätzlich den Überhang der

lateralen Patella über den Femur beurteilen („capping“). Der Abstand zwischen lateralem Femurkondylus und lateralem Retinakulum gab uns Aufschluss über die Spannung des Bandapparates und pathologisches laterales Ablösen, den lateralen Lift-Off.

2.2.5 Quantitative Auswertung

Zur Quantifizierung der erhaltenen Rohdaten zogen wir vier Messparameter hinzu, zwei Morphologische und zwei Funktionelle.

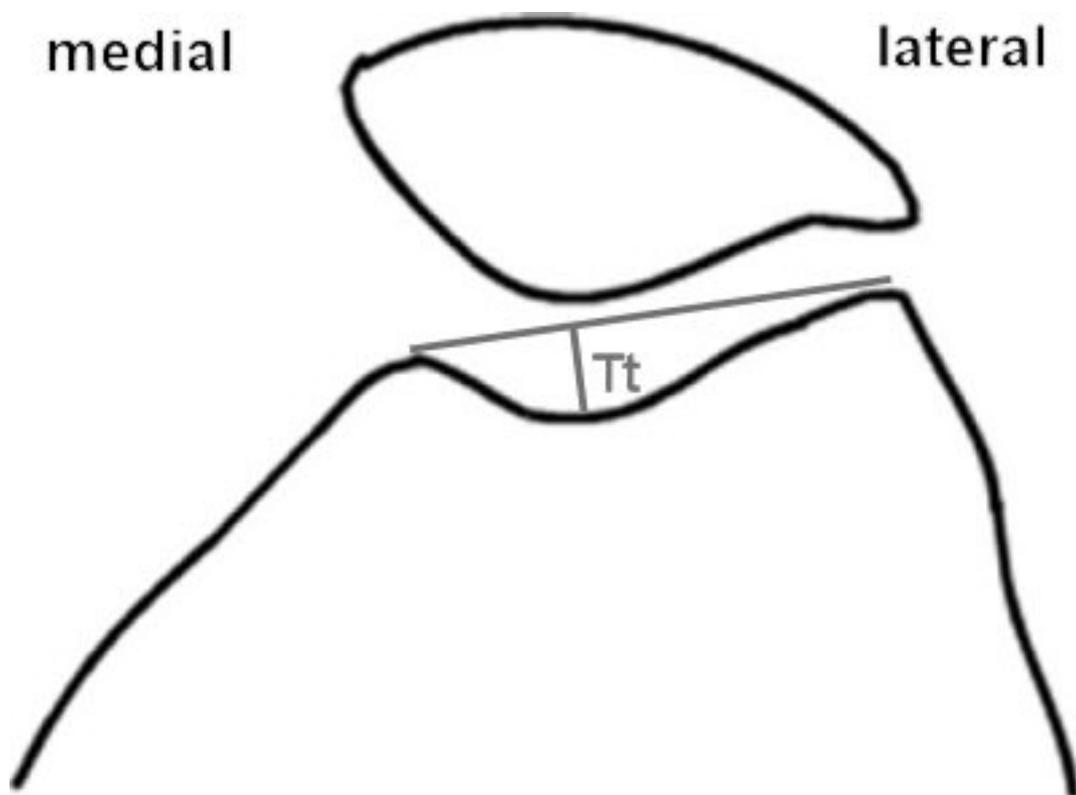
Berücksichtigung bei der morphologischen Auswertung fanden die Tiefe der femoralen Trochlea und die Ratio aus Breite zu Höhe der Patella.

Unter funktionellen Gesichtspunkten untersuchten wir den patellaren Versatz (patellar shift) und die patellare Verkippung (patellar tilt). Der patellar shift bzw. transversaler Patellaversatz beschrieb die Versetzung nach medial bzw. nach lateral der Patella während der Flexion des Knies. Der patellar tilt bzw. die axiale patellare Verkippung, beschrieb die Winkelveränderung der Querachse der Patella zur Frontalebene.

Die Benennung der Parameter erfolgte in Anlehnung an bereits in der Literatur erwähnte Methoden, wie das „lateral patellar displacement“ und den „lateral patellofemoral angle“ von Laurin et al. (1979), den „patellar tilt angle“ von Martinez et al. (1983a, 1983b, 1983c), den „patellar shift“ von Heegaard et al. (1994) und den „lateral shift“ von Dupuy et al. (1997). Der eigentliche Messvorgang unterschied sich jedoch von den bisher in der Literatur erwähnten und wurde von uns hergeleitet.

Femorale Trochleatiefe

Zur Bestimmung der femoralen Trochleatiefe (Tt) wurde der anteriorste Pol des lateralen und medialen Femurkondylus miteinander verbunden. Von dieser Verbindungslinie wurde das Lot bis zur tiefsten Stelle der Trochlea gefällt (s. Abb. 6). Die Länge des Lots war die Trochleatiefe (Tt) und wurde in Millimetern angegeben.



**Abbildung 6: Vermessungsschema, Femorale Trochleatiefe
(Tt = maximale Trochleatiefe)**

Breite zu Höhe Ratio der Patella

Die maximale transversale Poldistanz der Patella, die Strecke a (entspricht a bei dem patellaren Versatz), wurde in Relation zur maximalen sagittalen Poldistanz b gesetzt (s. Abb. 7). Die Strecke der sagittalen Poldistanz stand dabei in einem

Winkel von 90° auf der Strecke a. Es handelte sich hierbei um einen Quotienten, welcher somit keiner Einheit bedurfte.

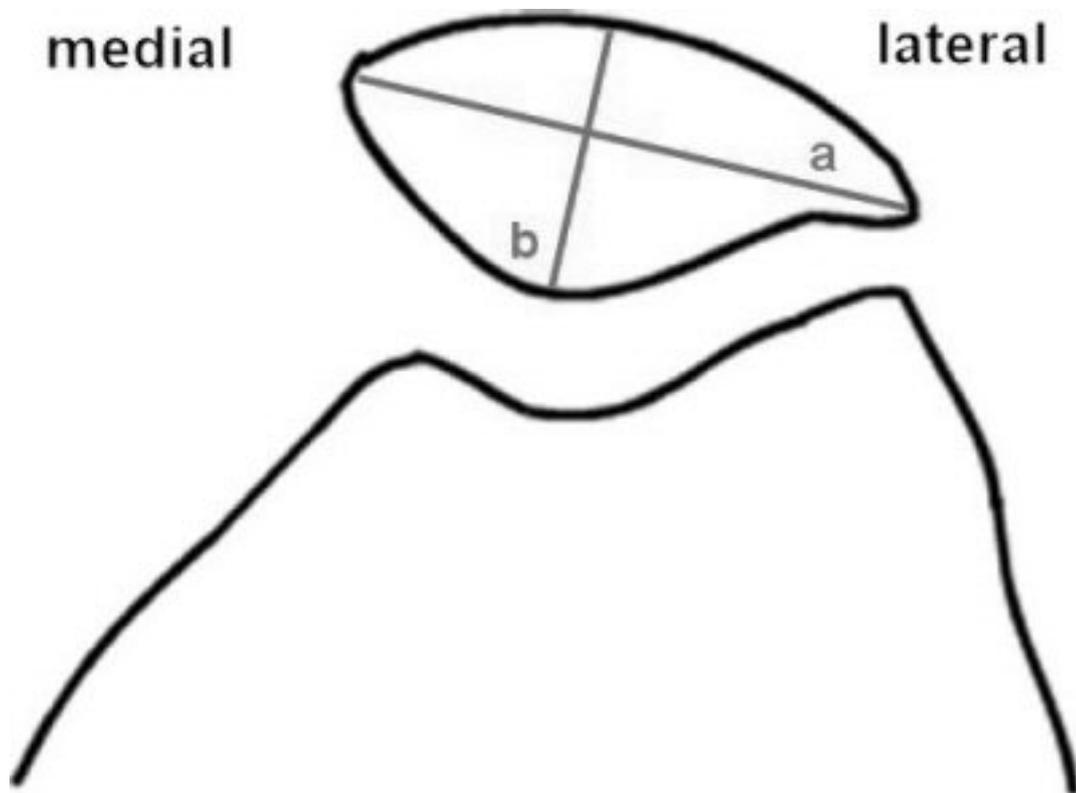


Abbildung 7: Vermessungsschema, Breite zu Höhe Ratio der Patella
(a = maximale transversale patellare Poldistanz, b = maximale sagittale patellare Poldistanz)

Patellarer Versatz

Der patellare Versatz sollte den mediolateralen Ausschlag eines virtuellen Mittelpunktes der Patella während der Flexion in Relation zum Femur fassbar machen (s. Abb. 8).

Hierzu bedienen wir uns folgender Formel:

$$S_{0/30} = a/2 - a''$$

Wir begannen mit der Geraden c, welche die maximale Femurbreite am unteren Bildrand darstellte. Bei $c/2$, im Punkt X, zogen wir die Senkrechte b. Im Punkt Y

schnitt die Gerade b die Gerade a (maximale patellare Poldistanz) und teilte diese in a' (lateraler Abschnitt) und a'' (medialer Abschnitt).

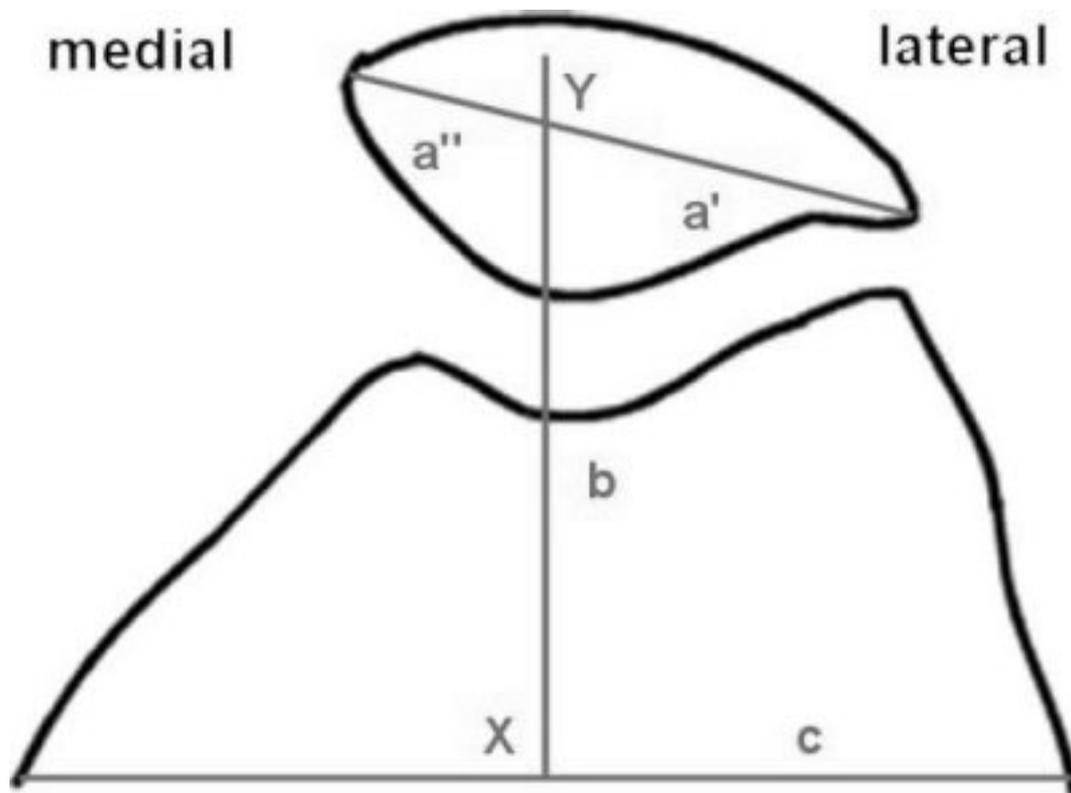


Abbildung 8: Vermessungsschema, Patellarer Versatz

(a = maximale transversale patellare Poldistanz, b = Senkrechte auf c im Punkt X , c = maximale Femurbreite, X = Mittelpunkt auf c , Y = Schnittpunkt von b und a , a' = lateraler Abschnitt von a , a'' = medialer Abschnitt von a)

Diese Messung wurde bei 0° (volle Extension) und 30° (Flexion) vorgenommen, es resultierten zwei Werte: S_0 und S_{30} . Wir subtrahierten S_0 von S_{30} und erhielten den patellaren Versatz. Ein Versatz nach lateral war gekennzeichnet durch ein positives Vorzeichen, der Versatz nach medial zeichnete sich durch ein negatives Vorzeichen aus. Da der Ausschlag der Patella nach medial bzw. nach lateral von einem virtuellen Fixpunkt festgestellt werden sollte, arbeiteten wir während der statistischen Auswertung mit den Beträgen der jeweiligen Vermessungsergebnisse.

Patellare Verkippung

Die patellare Verkippung sollte die relative Veränderung des Winkels zwischen der Querachse (maximale transversale Poldistanz) der Patella und einer transversalen Referenzachse des Femur quantifizieren. Aufgrund der Funktionsweise unseres Halteapparates schlossen wir, dass die Position des Femurs im Bild bei 0° die gleiche war, wie bei 30° und damit auch die transversale Referenzachse bei 0° und 30° identisch war. Auf dieser Grundlage liess sich die Patellaquerachse in Relation zur Bildhorizontalen setzen (s. Abb. 9).

Wir massen den Winkel α zwischen der Geraden a (maximale patellare Poldistanz, entspricht a beim patellar shift) und der Bildhorizontalen c bei 0° (volle Extension) und 30° (Flexion) und erhielten die Werte α_0 und α_{30} . Auch bei dieser Messung waren nicht die absoluten Werte von Interesse, sondern die relative Veränderung, also die Differenz $\alpha_0 - \alpha_{30}$.

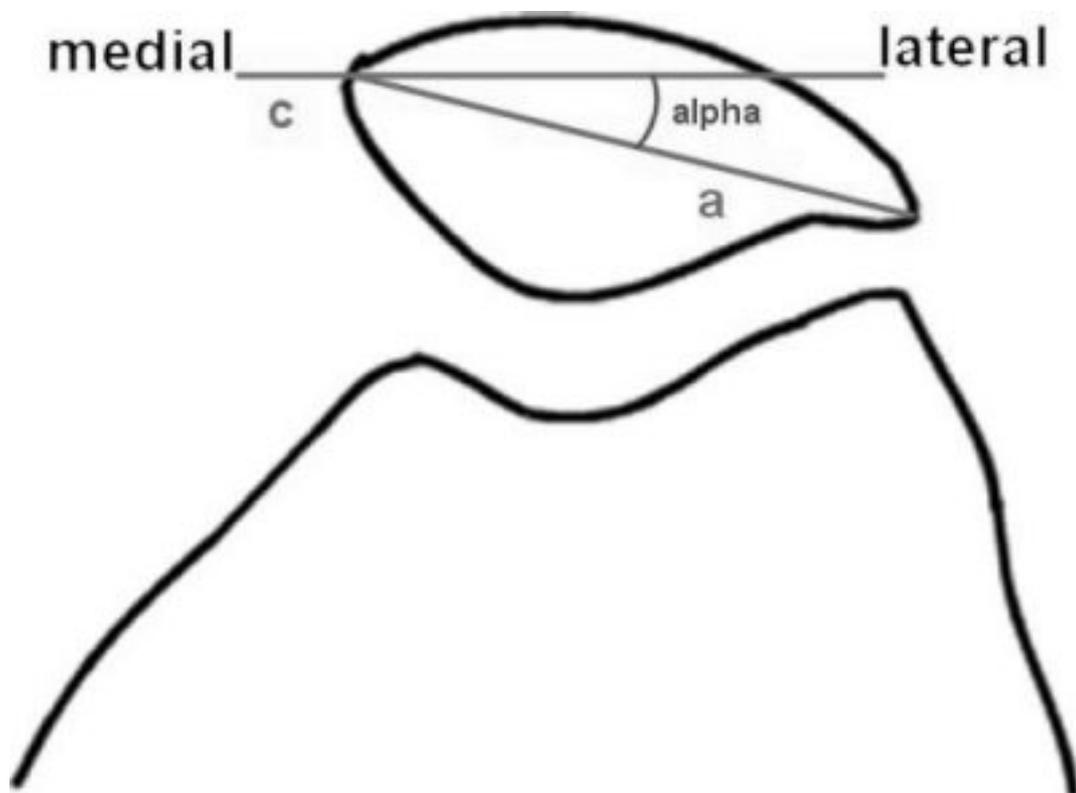


Abbildung 9: Vermessungsschema, Patellare Verkippung
(a = maximale transversale patellare Poldistanz, c = Bildhorizontale, alpha = patellare Verkippung)

Wurde der Winkel zwischen a und c grösser, verstärkte sich also das laterale Gefälle, so erhielten wir ein negatives Vorzeichen, verkleinerte sich der Winkel, wurde das Gefälle nach lateral also kleiner, erhielten wir einen positiven Wert.

Auch hier floss in die statistische Auswertung der jeweilige Betrag ein, um den Ausschlag der Patellaquerachse in sagittaler Richtung zu quantifizieren.

2.3 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv umfasste 17 weibliche Personen im Alter von 15 bis 52 Jahre (mittel 30 Jahre) und 2 männliche Personen, 27 und 32 Jahre alt.

Einzug in die Studie hielten Patienten, welche von Orthopäden zur konventionellen kernspintomographischen Untersuchung des Knies überwiesen wurden und bei denen der Überweiser den klinischen Verdacht auf ein Maltrackingsyndrom geäussert hatte.

Wir unternahmen die MR-Kinematographie von insgesamt 19 Patientenknien, davon 17 Weibliche und zwei Männliche. Die Untersuchungsdaten wurden anschliessend der qualitativen und quantitativen Auswertung, wie in den Abschnitten 2.2.4 und 2.2.5 beschrieben, zugeführt.

Die Knie waren zum Zeitpunkt der Untersuchung allesamt symptomatisch. Die Beschwerden äusserten sich folgenderweise: Schmerzen und/oder Knacken beim Treppensteigen, Schmerzen und/oder Knacken bei starker Flexion des Knies z.B. beim Hocken und Aufstehen aus der Hocke.

Das diagnostische MRT zeigte keine andersartigen Pathologien wie etwa Plica-Syndrome, Tumore oder Bursitiden, welche somit als Ursache der Beschwerden ausgeschlossen werden konnten (Patel, 1986).

Die Anamnese und Klinik wurden im Rahmen eines Fragebogens und einer orientierenden körperlichen Untersuchung festgehalten.

Die klinische Befunderhebung umfasste die Untersuchung auf:

- Entzündungszeichen (Rubor, Tumor, Kalor und Dolor)
- Abweichenden Achsstand (Genu valgum, varum oder regelrecht)
- Bewegungseinschränkung der Kniebeugung
- Schäden des Bandapparates
- Krepitation während Flexion und Extension
- Zohlen-Zeichen
 - Der Untersucher platziert Daumen und Zeigefinger am kranialen Patellapol, nun wird die Patella kaudalwärts bewegt und gehalten. Nach Aufforderung kontrahiert der Patient den M. quadrizeps femoris. Ein positives Zohlen Zeichen ist bei auftretendem Schmerz zu befunden und spricht für eine retropatellare Knorpelopathie. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass aufgrund von „synovial entrapment“, dem schmerzhaften Einklemmen der Synovia, dieses Zeichen häufig falsch positiv ausfällt (Insall, 1979).
- Patellar-sign
 - Insall (1979) beschreibt diese Untersuchung wie folgt: beide Daumen des Untersuchers werden auf den lateralen Patellarand gelegt und drücken diese kraftvoll in die femorale Trochlea, gleichzeitig wird die Patella nach medial bewegt. Pathognomonisch ist ein hierdurch hervorgerufener Schmerz für patellare Dysfunktion, da er in einem gesunden Knie nicht provoziert werden kann.
- Apprehension-sign
 - Hintergrund dieses Tests sind mehrfach vorhergegangene, schmerzhafte Luxationsphänomene der Patella nach lateral. Bei voll extendiertem Kniegelenk bewegt der Untersucher die Patella nach lateral, der Patient erkennt diese provozierte Patellalateralisation als Vorzeichen einer

lateralen Luxation und unterbricht die Untersuchung bzw. versucht der Untersuchung zu entgehen oder auszuweichen (Brossmann et al., 1993).

2.4 Statistische Methode der Auswertung

Im Rahmen der statistischen Auswertung sollten zwei Kollektive miteinander verglichen werden, auf der einen Seite das Probandenkollektiv mit $n=15$ und auf der anderen Seite das Patientenkollektiv mit $n=19$. Verglichen wurden die von uns vorher definierten morphologischen und funktionellen Parameter.

Eine Beratung bezüglich der statistischen Auswertung fand am Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie der Universität Bonn statt. Unter der Annahme, dass es sich um normalverteilte Kollektive handelt, kam der t-Test für unverbundene Stichproben zur Anwendung.

3. Ergebnisse

3.1. Halteapparat

Der Halteapparat funktionierte bei allen Untersuchungen problemlos. Es traten keine sichtbaren Störungen des Magnetfeldes auf.

Die Probanden und Patienten konnten bequem für die Dauer der Untersuchung auf dem Halteapparat positioniert werden. Nach kurzer Instruktion durch den Untersucher konnte der Halteapparat, insbesondere die selbständige Verstellung der Beugegrade, fehlerfrei von Probanden und Patienten durchgeführt werden.

Die Funktionalität der Eigenkonstruktion konnte somit belegt werden.

3.2. Probandenkollektiv

3.2.1 Qualitative Ergebnisse

Von fünfzehn untersuchten Probandenknieen zeigten zehn einen regelrechten, zentrierten und geradlinigen Verlauf (Shellock, 1997). Von den übrigen fünf Probandenknieen zeigten drei einen leicht medialisierten Verlauf und zwei ein laterales Maltracking. Eines dieser beiden Knie zeigte wiederum ein „capping“ nach lateral, erkennbar an einem deutlichen Überhang der lateralen Patella über den lateralen Femurkondylus (s. Abb. 10).

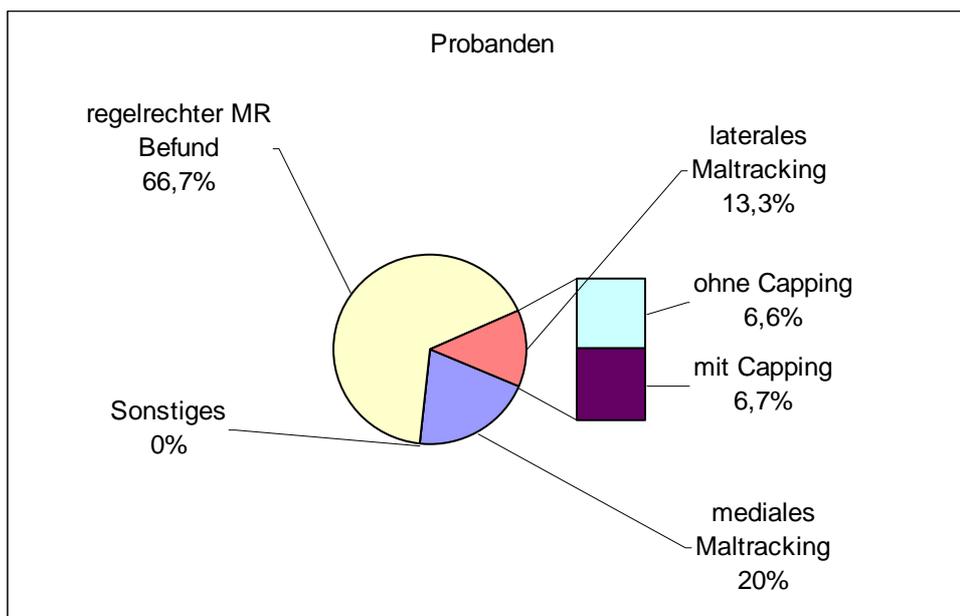


Abbildung 10: Kreisdiagramm qualitativer Kinematographiebefunde des Probandenkollektivs

3.2.2 Quantitative Ergebnisse

Von insgesamt 15 untersuchten Probandenknieen konnten 14 (93,3 %) in die Auswertung der quantitativen Messparameter einbezogen werden. Eine Untersuchung war aufgrund technischer Mängel nicht zu verwerten.

Die Ergebnisse der quantitativen Auswertung des Probandenkollektivs sind in Tabelle 1 dargestellt.

		Probanden
Femorale Trochleatiefe [mm]		
Max		9,1
Min		4,4
Mittel		6,95
SA		1,33
Breite zu Höhe Ratio		
Max		2,73
Min		2,08
Mittel		2,42
SA		0,2
Patellarer Versatz [mm]		
Max		8,35
Min		0
Mittel		4,39
SA		2,83
Patellare Verkippung[°]		
Max		14,1
Min		0
Mittel		4,5
SA		4,01

Tabelle 1: Ergebnisse der Vermessung der quantitativen Messparameter des Probandenkollektivs (mm = Millimeter, ° = Winkelgrad, Max = Maximum, Min = Minimum, Mittel = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

3.3. Patientenkollektiv

3.3.1 Qualitative Ergebnisse

Von insgesamt neunzehn Patientenknieen zeigten sechs nach qualitativer Beurteilung einen regelrechten, zentrierten und geradlinigen Verlauf des Patellafirstes in der Femurtrochlea. Zwölf Patientenknie fielen durch laterales

Maltracking auf, hiervon wiederum zeigten fünf Patientenknie ein übermässiges Ablösen des lateralen Retinakulums von der Aussenfläche des lateralen Femurkondylus nach lateral, wie es auch von Shellock (1997) schon beschrieben wurde. Ein Patientenknie war unauffällig, was den Bewegungsablauf der Patella in Relation zum Femur anbelangt, hatte allerdings Anzeichen einer beginnenden retropatellaren Arthrose (s. Abb. 11).

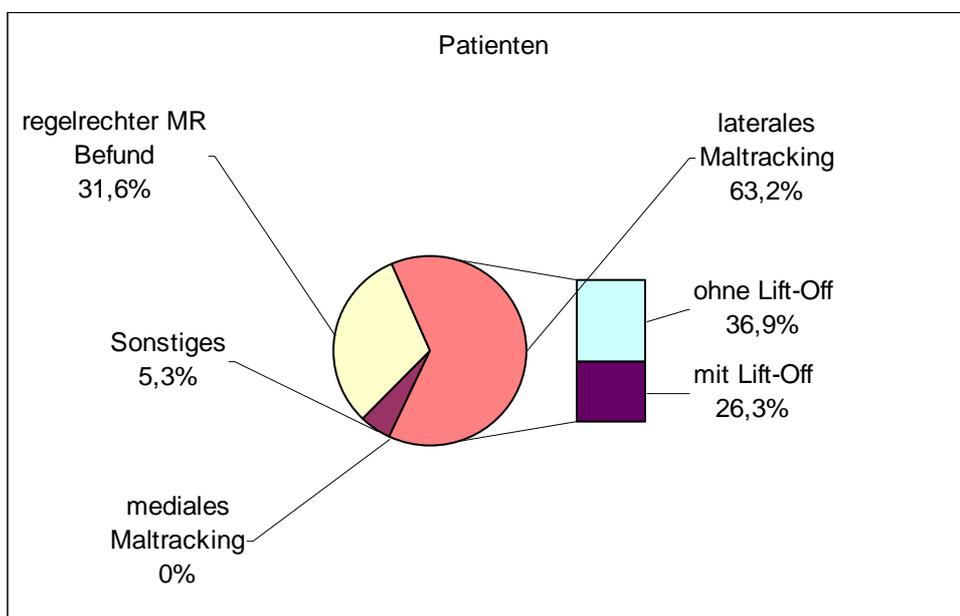


Abbildung 11: Kreisdiagramm qualitativer Kinematographiebefunde des Patientenkollektivs

Zu vermerken war, dass das von uns als pathologisches Substrat erachtete zeitweilige Ablösen des lateralen Retinakulums vom lateralen Femurkondylus (laterales Lift-Off), als Zeichen einer exzessiven Lateralbewegung der Patella, durch alleinige Betrachtung statischer Bilder nur unsicher hätte erkannt werden können und auch sicherlich nur schwer anhand fest definierter Messparameter hätte objektiviert werden können.

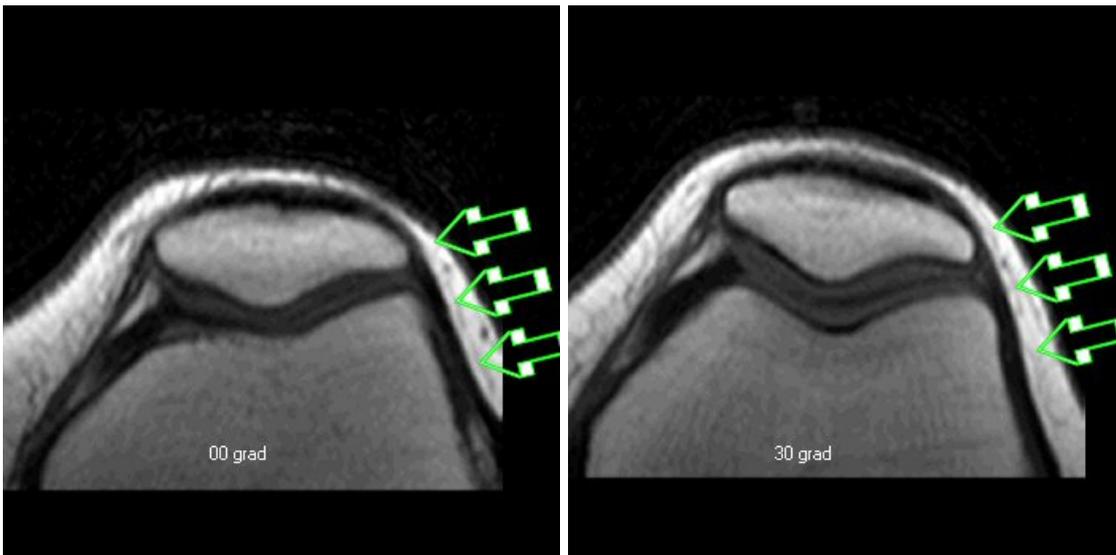


Abbildung 12: Regelrechtes laterales Retinakulum bei gesundem Probanden, 0° und 30°

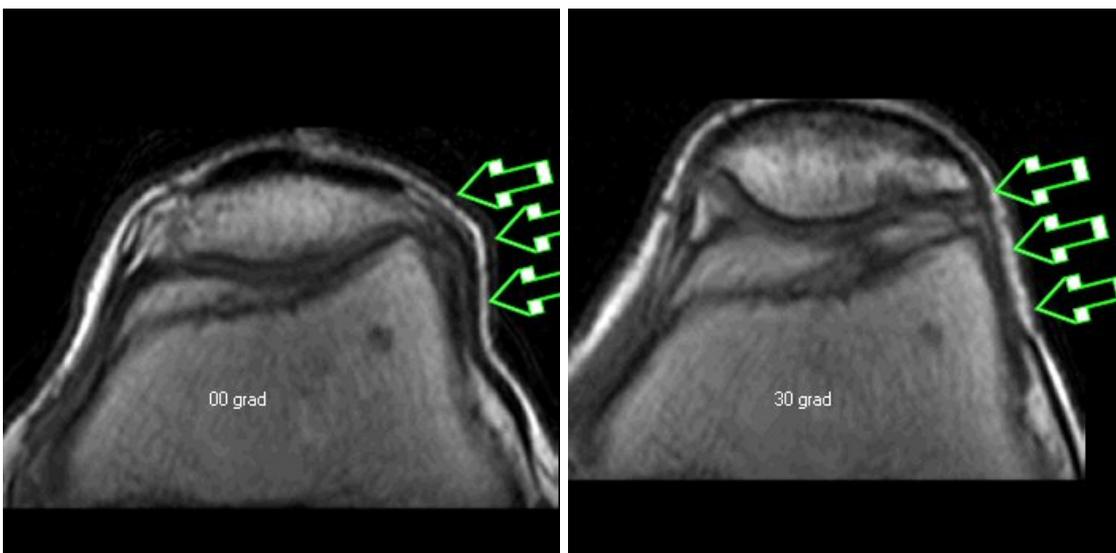


Abbildung 13: Laterales Lift-Off, abgelöstes laterales Retinakulum bei symptomatischem Patientenknien, 0° und 30°

Durch Betrachtung der Filmsequenz war dieses Zeichen allerdings deutlich sichtbar und besonders auch klar abzugrenzen von den restlichen untersuchten Knien, welche in diesem Bereich keine Abweichungen vom regelrechten Verlauf zeigten.

3.3.2 Quantitative Ergebnisse

Von insgesamt 19 untersuchten symptomatischen Knien konnten 18 (95 %) in die Auswertung der vier quantitativen Messparameter mit einfließen. Eine Untersuchung war aufgrund technischer Mängel nicht zu verwerten.

Tabelle 2 zeigt die Ergebnisse der quantitativen Auswertung des Patientenkollektivs.

		Patienten
Femorale Trochleattiefe [mm]		
Max		7,2
Min		2,8
Mittel		5,08
SA		1,25
Breite zu Höhe Ratio		
Max		3,09
Min		1,71
Mittel		2,41
SA		0,28
Patellarer Versatz [mm]		
Max		9,8
Min		0
Mittel		3,34
SA		2,71
Patellare Verkipfung[°]		
Max		13,1
Min		0
Mittel		3,95
SA		3,36

Tabelle 2: Ergebnisse der Vermessung der quantitativen Messparameter des Patientenkollektivs (mm = Millimeter, ° = Winkelgrad, Max = Maximum, Min = Minimum, Mittel = Mittelwert, SA = Standardabweichung)

3.4 Vergleichende Statistik

Die qualitativen Auswertungsergebnisse der Kinematographien führten wir einem Vergleich des prozentualen Vorkommens zwischen Probanden und Patienten zu (s. Tab. 3).

	Probanden	Patienten
n	15 (100%)	19 (100%)
Regelrechter Cine MR Befund	10 (66,7%)	6 (31,6%)
Laterales Maltracking	2 (13,3%)	12 (63,2%)
Mediales Maltracking	3 (20,0%)	0
Sonstige	0	1* (5,3%)

Tabelle 3: Vergleich der qualitativen Kinematographiebefunde im Probanden- und Patientenkollektiv
* = retropatellare Arthrose

Einen regelrechten kinematographischen MR Befund fanden wir bei 66,7% der Probanden gegenüber 31,6% der Patienten.

Bei den Maltrackingbefunden verhielt es sich gegensinnig. Die Probanden zeigten in 33,3% der Fälle Formen eines Maltracking, während 63,2% der Patienten auffällige kinematographische MR Befunde zeigten. Die Maltrackingbefunde wurden weiter in die Unterformen des lateralen und des medialen Maltracking unterteilt. Während die Probanden in 13,3% der Fälle eine Abweichung der Patella nach lateral und in 20% der Fälle eine Abweichung nach medial zeigten, waren im Patientenpool ausschliesslich Abweichungen der Patella nach lateral zu vermerken.

Zum Vergleich der quantitativen Untersuchungsdaten diente uns der t-Test für unverbundene Stichproben, die graphische Darstellung fand mittels Box-Plots statt.

Femorale Trochleatiefe

Die Auswertung der Untersuchungsdaten mittels ungepaartem t-Test ergab $p = 0,0002$ (s. Abb. 14).

Die Trochleatiefe des symptomatischen Patientenkollektivs war statistisch signifikant geringer als die Trochleatiefe des symptomlosen Probandenkollektivs.

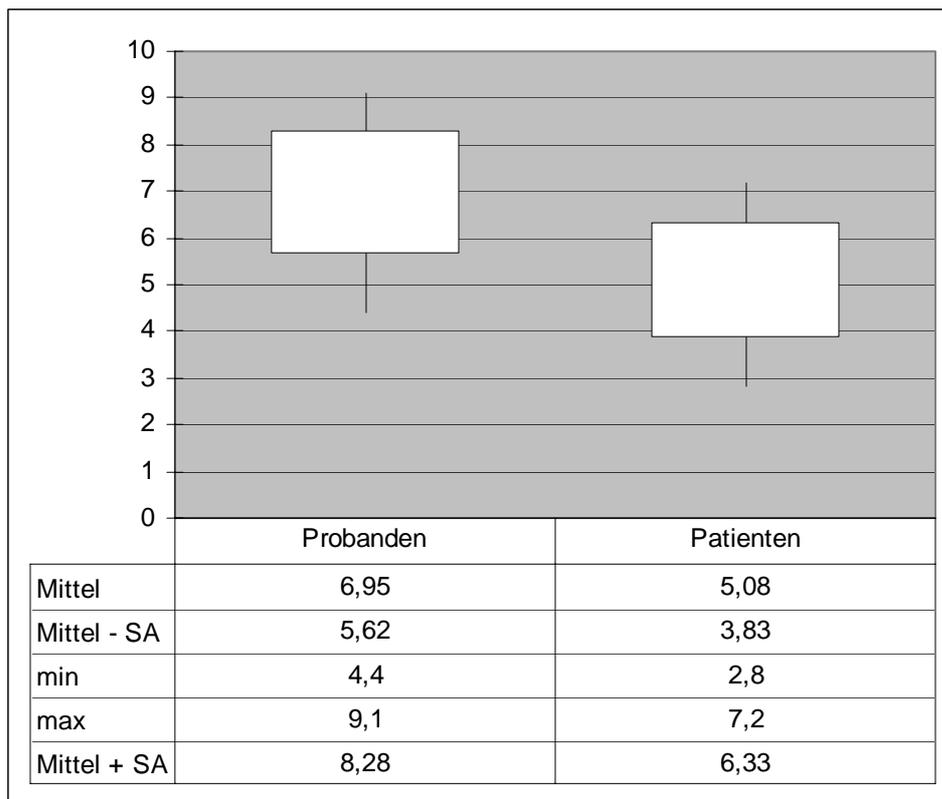


Abbildung 14: Box-Plot der femoralen Trochleatiefe, Vergleich zwischen Probanden- und Patientenkollektiv (Mittel = Mittelwert, Mittel - SA = Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung, min = Minimum, max = Maximum, Mittel + SA = Mittelwert zuzüglich einfacher Standardabweichung)

Breite zu Höhe Ratio der Patella

Die Auswertung der Untersuchungsdaten mittels ungepaartem t-Test ergab $p = 0,9303$ (s. Abb. 15).

Eine statistisch signifikante Differenz der Kollektive im Vergleich war somit nicht nachzuweisen.

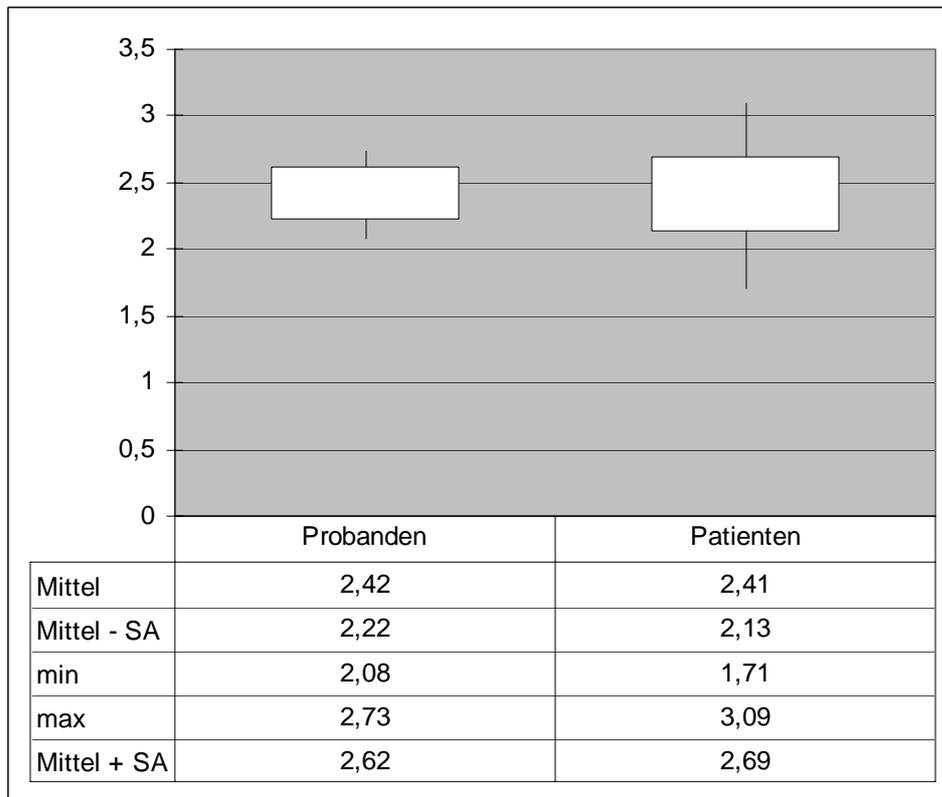


Abbildung 15: Box-Plot der Breite zu Höhe Ratio der Patella, Vergleich zwischen Probanden- und Patientenkollektiv

(Mittel = Mittelwert, Mittel - SA = Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung, min = Minimum, max = Maximum, Mittel + SA = Mittelwert zuzüglich einfacher Standardabweichung)

Patellarer Versatz

Die Auswertung der Untersuchungsdaten mittels ungepaartem t-Test ergab $p = 0,2806$ (s. Abb. 16).

Der Nachweis eines statistisch signifikanten Unterschiedes zwischen den Kollektiven konnte somit nicht erbracht werden.

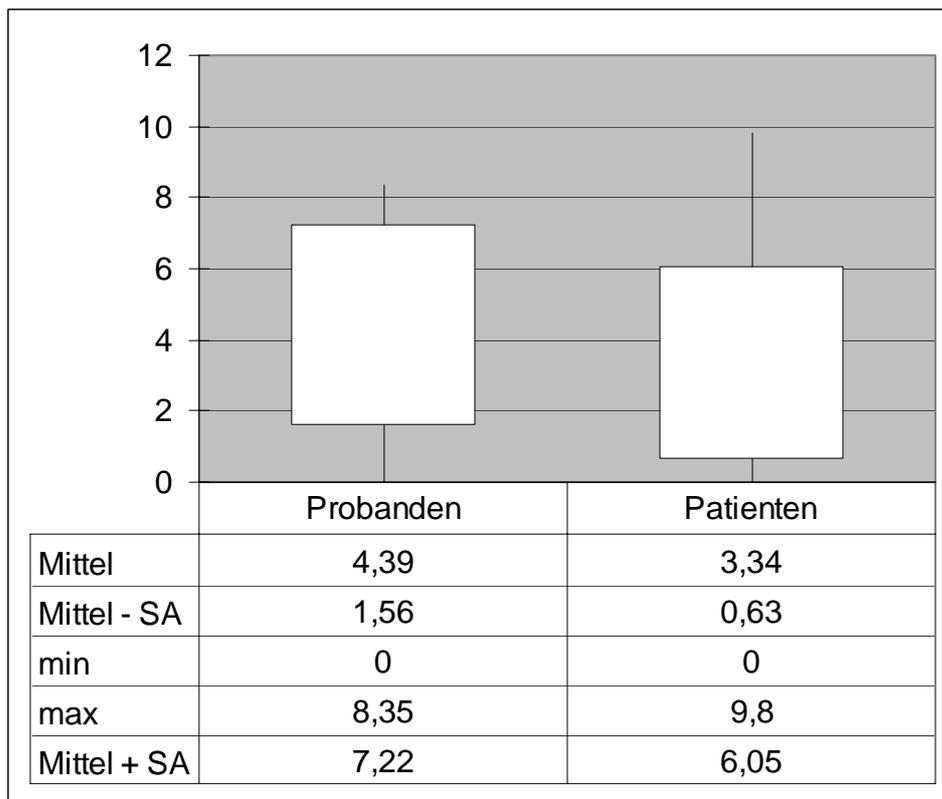


Abbildung 16: Box-Plot des Patellaren Versatzes, Vergleich zwischen Probanden- und Patientenkollektiv (Mittel = Mittelwert, Mittel - SA = Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung, min = Minimum, max = Maximum, Mittel + SA = Mittelwert zuzüglich einfacher Standardabweichung)

Patellare Verkippung

Die Auswertung der Untersuchungsdaten mittels ungepaartem t-Test ergab $p = 0,6681$.

Der Nachweis eines statistisch signifikanten Unterschieds der beiden Kollektive blieb somit aus.

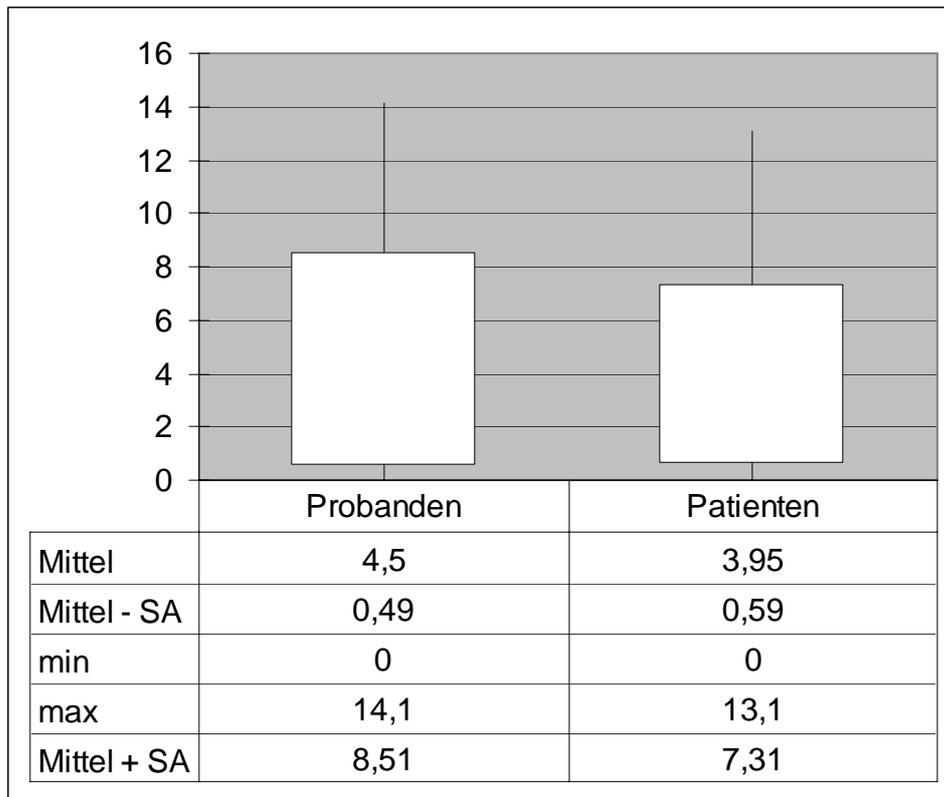


Abbildung 17: Box-Plot der Patellaren Verkippung, Vergleich zwischen Probanden- und Patientenkollektiv (Mittel = Mittelwert, Mittel - SA = Mittelwert abzüglich einfacher Standardabweichung, min = Minimum, max = Maximum, Mittel + SA = Mittelwert zuzüglich einfacher Standardabweichung)

4. Diskussion

4.1. Anatomie und Bewegungsphysiologie

Das Femoropatellargelenk ist Teil des Kniegelenkes. Die Patella, als Sesambein in der sehnigen Verbindung zwischen Musculus quadriceps femoris und Tuberositas tibiae gelegen, artikuliert mit ihrer Hinterfläche, der Facies articularis patellae, mit der Facies patellaris des Femur (Dye, 1993; Goodfellow et al., 1976a, 1976b; Hungerford und Barry, 1979; Wiberg, 1941).

Das distale Femur läuft in den lateralen und medialen Kondylus aus, welche die Trochlea bilden. Die knorpelige Überkleidung der beiden Kondylen verbindet sich nach proximal auf der distalen, anterioren Epiphyse zur Facies patellaris. In der Aufsicht ergibt dies eine sichelförmige Knorpelfläche, deren Enden medial und lateral nach distal, bzw. posterior auslaufen. In der mediolateralen Ausrichtung ist die Gelenkfläche konkav, in der proximodistalen Ausrichtung konvex. Die Gelenkfläche des lateralen Kondylus projiziert sich weiter nach anterior und proximal als die des medialen Kondylus. Die Knorpelüberkleidung der Trochlea ist in der zentralen Rinne am stärksten.

Die Patella ist das grösste Sesambein des menschlichen Körpers. Sie liegt interponiert zwischen Tendo musculi quadricipitis und Ligamentum patellae. Die Patella ist ein annäherungsweise herzförmiger Knochen; die Basis zeigt nach proximal und der Apex nach distal. Die posteriore Fläche ist mit hyalinem Knorpel überkleidet und artikuliert mit dem Femur. Die Knorpelfläche kann als Abdruck der femoralen Gelenkfläche verstanden werden. Es finden sich zwei konkave Gelenkflächen, medial und lateral, welche durch einen proximodistal verlaufenden First getrennt sind. Insgesamt wird die Gelenkfläche in sieben Facetten unterteilt: jeweils zwei paarige inferiore, mittlere und superiore Facetten und eine mediale „odd facet“.

Die Position der Patella zur Tibia bleibt bei der Kniebewegung konstant, während sich die Position zum Femur erheblich (5-7 cm) verändert. Die Facies articularis patellae und die Facies patellaris des Femur sind annähernd gleich gross. Daraus können wir ableiten, dass die Patella im gesamten Bewegungsumfang von Extension nach Flexion die femorale Gelenkfläche zu Teilen verlässt. Bei voller Extension kommt der superiore Teil der Patella oberhalb der Facies patellaris femoris auf einem subsynovialen Fettpolster zu liegen, die inferioren Facetten der Patella artikulieren mit der Facies patellaris femoris. Bei voller Flexion artikulieren nur noch die beiden superioren Gelenkfacetten mit dem Femur, die Patella rutscht dabei leicht nach lateral (Koh et al., 1992; van Kampen und Huiskes, 1990). Zwischen den beiden Extremen stehen Femur und Patella im engsten Kontakt und der Patellafirst wird am besten durch die Konkavität der femoralen Gelenkfläche geführt. Der retropatellare Knorpel widersteht in seiner physiologischen Funktion enormer Druckbelastung, besonders während des Laufens oder Springens. Seine funktionelle Belastbarkeit wird jedoch überschritten, wenn er tangentialen Scherkräften ausgesetzt wird (Insall, 1979). Die femorale Trochlea kann in Ihrer Ausprägung und Tiefe variabel sein, was wiederum Auswirkungen auf die Führung der Patella in Funktion hat (Brattström, 1964).

Die Patella erfüllt einige wichtige Funktionen im Kniegelenk:

- Erhöhung des Extensionsmoments um bis zu 50%
- Führung der Kräfte des M. quadriceps femoris zum Lig. patellae
- Schutz der in der Tiefe des Kniegelenkes gelegenen Anatomie
- Reduktion der Reibung der Quadrizepssehne (Grabiner et al., 1994).

Die normale Funktion des femoropatellaren Kompartiments während der Flexion, das sogenannte Tracking (Grabiner et al., 1994), ist hochkomplex und wird von folgenden fünf Faktoren beeinflusst:

- Statische Stabilisatoren (Ligamente, Sehnen und Retinakula)
- Dynamische Stabilisatoren (M. quadriceps femoris und M. biceps femoris)

- Knöcherne Kongruenz (Facies articularis patellae und Facies patellaris femoris)
- Knöcherne Achsenausrichtung (Femur und Tibia)
- Muskuläre Achsenausrichtung (M. rectus femoris und Lig. Patellae – Q-angle) (Shellock et al., 1991).

4.2. MR Technik

Die Magnetresonanztomographie ist ein nicht invasives radiologisches Schnittbildverfahren, welches im Gegensatz zu konventionellen Röntgenuntersuchungen und computergesteuerter Tomographie (CT) ohne den Gebrauch ionisierender Strahlen auskommt.

Das Funktionsprinzip der Magnetresonanztomographie basiert auf der reichlichen Präsenz von Wasserstoffkernen im menschlichen Körper. Durch ihren Aufbau erzeugen die Wasserstoffkerne ein, im Bezug zur Umgebung, willkürlich ausgerichtetes Magnetfeld, sie verhalten sich wie Dipole. Wird nun der menschliche Körper in einem starken äusseren Magnetfeld platziert, so richten sich diese Dipole uniform entlang der Feldlinien aus, die sogenannte Längsmagnetisierung. Mit Hilfe eines elektromagnetischen Impulses können die Dipole kurzzeitig aus ihrer uniformen Orientierung abgelenkt werden. Bei der Rückkehr in die ursprüngliche Ausrichtung geben die Dipole die zuvor aufgenommene Energie in Form von elektromagnetischen Impulsen wieder ab. Durch das Ein- und Ausschalten eines 90° Hochfrequenzimpulses wird die Ausrichtung der Dipole wiederholt geändert. Diese sogenannte Quermagnetisierung ist messbar. Die Dauer der Quermagnetisierung ist von der Homogenität des äusseren Magnetfeldes und der Gewebeart abhängig - die effektive T_2 -Zeit. Wird in dieser Situation ein weiterer geeigneter Puls ausgesandt (180° -Puls), so lassen sich weitere sogenannte Spinecho-Signale erzeugen. Der für

die Intensitätsabnahme dieser Spinecho-Signale charakteristische Zeitraum wird T_2 -Relaxationszeit genannt. Der für die Erreichung der ursprünglichen Längsmagnetisierung nötige Zeitraum ist ebenfalls für verschiedene Gewebetypen typisch und wird T_1 -Relaxationszeit genannt. Durch diesen Prozess induzieren die Dipole in einer geeigneten Messvorrichtung ein registrierbares Hochfrequenzsignal, die Magnetresonanz. Die Stärke dieses Signals hängt neben den unterschiedlichen Relaxationszeiten auch von der Protonendichte der verschiedenen Gewebe ab und kann, nach räumlicher Zuordnung anhand von Frequenz- und Phasenkodierung, in ein grauwertkodierte Matrizenbild umgerechnet werden (Vahlensieck und Reiser, 1997).

4.3. Bewegungspathologie des Femoropatellargelenkes

Degenerative und traumatische Kniegelenksbeschwerden sind bei Patienten ab dem 30ten Lebensjahr eher die Regel als die Ausnahme (Insall, 1979). Sie sind ein ubiquitäres Problem.

Gerade die bei jüngeren Patienten häufig zur Untersuchung führenden belastungsabhängigen, peripatellaren Schmerzen werden jedoch nur unzureichend durch altersbedingten Verschleiss und Abrasion erklärt (Goodfellow et al., 1976a).

Büdingen (1908) wird die Erstbeschreibung der Chondromalacia patellae zugeordnet. In zahlreichen Fallbeispielen schildert er seine chirurgischen Erfahrungen mit traumatischen Läsionen der Facies articularis patellae. Lange Zeit wurde die Chondromalacia patellae verantwortlich gemacht für das typische Beschwerdebild junger Patienten: diffuser retropatellarer Schmerz, der durch Belastung, besonders Treppensteigen, Hocken oder Sitzen unter beengten Verhältnissen (movie sign), aggraviert wird (Grana und Kriegshauser, 1985; Insall et al., 1976).

Aufgrund seiner Beobachtung, dass einerseits die Morphologie der Chondromalacia patellae oft keinerlei Beschwerden bei Patienten verursacht, andererseits schmerzhaft, symptomatische Kniegelenke selten ein morphologisches Korrelat zeigen, verleitet Insall (1979) zu der Annahme, dass eine Verwechslung von Ursache und Wirkung zugrunde liegt. Er empfiehlt den Begriff Chondromalacia patellae, als Syndrom des patellaren Schmerzes bei jungen Patienten, durch Patellares Malalignment Syndrom zu ersetzen. Er sieht die Chondromalazie als Resultat der Ursache; und zwar einer Störung der physiologischen Bewegungsabläufe zwischen Patella und Femur während der Flexion und Extension im Kniegelenk. Die Chondromalazie sei als Resultat unphysiologischer Beanspruchung des retropatellaren Knorpels zu verstehen, ähnlich der Auswirkung wiederholten seitlichen Radierens auf den Radiergummi eines Bleistiftes (Ficat und Hungerford, 1977; Insall, 1979; Outerbridge und Dunlop, 1975).

Vor der Ära der radiologischen Schnittbildverfahren etablierte sich eine Vielzahl röntgenologischer Untersuchungsmethoden zur Erlangung axialer bzw. tangentialer Patellaufnahmen, dem sogenannten „sunset“ oder „skyline view“ (Merchant et al., 1974; Newberg und Seligson, 1980). Ziel der Untersuchungen war es die normale femoropatellare Physiologie zu beschreiben und darauf basierend die Abweichungen von der Norm, die sich in Form von rezidivierenden Patellasubluxationen, Chondromalacia patellae und femoropatellarer Osteoarthritis äussern, zu erfassen (Cross und Waldrop, 1975; Insall und Salvati, 1971; Knutsson, 1941; Laurin et al., 1979; Reider et al., 1981). Brattström (1964), Laurin et al. (1978), Merchant et al. (1974) und Møller et al. (1986) beschrieben und etablierten Messparameter zur quantitativen Beurteilung des femoropatellaren Kompartiments, unter anderem den „sulcus angle“ (SA), den „congruence angle“ (CA), den „lateral patellofemoral angle“ (LPA), den „patellar index“ (PI) und das „lateral patellofemoral displacement“ (LPD oder LD). Veress et al. (1979) verwendete drei

implantierte Tantalum Kügelchen mit 1mm Durchmesser und konventionelle Röntgenaufnahmen in zwei Ebenen, um das Tracking der Patella in Relation zum Femur zu beschreiben. Diese sogenannte Stereophotogrammetrie wurde auch von anderen Untersuchern verwendet, verlor allerdings mit Aufkommen der radiologischen Schnittbildverfahren an Bedeutung (Selvik, 1989).

Bedingt durch das Funktionsprinzip der Röntgenuntersuchung, der Röntgenstrahl verlässt seine Quelle, durchdringt den zu untersuchenden Körperteil, und projiziert diesen auf den Röntgenfilm, gab es jedoch Einschränkungen bei der Anwendbarkeit auf das femoropatellare Kompartiment. So sind Aufnahmen von ca. 30° bis zur vollen Flexion problemlos möglich. Bei Beugegraden kleiner als 30° projiziert sich jedoch in zunehmendem Masse der Tibiakopf in die Trochlea, was Messungen erschwert bzw. unmöglich macht. In voller Extension ist der gewünschte Strahlengang nicht mehr zu realisieren.

Schon 1941 hatte Wiberg in seinen röntgenographischen und anatomischen Studien des Femoropatellargelenkes festgestellt, dass die Patella bei voller Extension im Kniegelenk ihr knöchernes Gleitlager am Femur teilweise verlässt und somit während der initialen Beugegrade eher von den Weichgeweben als durch knöcherne Strukturen in ihrer Bewegungsphysiologie beeinflusst wird. Die Bewegungsphysiologie der initialen Beugung steht hauptsächlich unter dem Einfluss des Musculus quadriceps femoris und dessen Muskelbäuchen und den medialen und lateralen Retinakula.

Den konventionellen röntgenologischen Untersuchungsverfahren blieb, wie weiter oben aufgeführt, dieser offensichtlich wichtige Bereich verschlossen.

Erstmals mit Einführung der Computertomographie (CT) war es möglich axiale Aufnahmen des femoropatellaren Kompartiments bis zur vollen Extension des Kniegelenkes, also in dem zur Diagnostik der Maltrackingsyndrome wichtigen Bereich, zu machen (Delgado-Martins, 1979; Dupuy et al., 1993; Inoue et al.,

1988; Martinez et al., 1983a, 1983b; Sasaki und Yagi, 1986; Schutzer et al., 1986a, 1986b; Shellock et al., 1988; Stanford et al., 1988).

Aus morphologischer Sicht war also die erste Hürde der radiologischen Darstellung genommen. Als Nachteil der Computertomographie war jedoch, abgesehen von der Verwendung ionisierender Strahlung, die mangelhafte Darstellung von Weichgeweben anzusehen. Die für die Untersuchung des patellaren Maltrackingsyndroms so wichtigen Weichgewebe des Kniegelenks, das Ligamentum patellae, das Retinaculum laterale und der Musculus quadriceps, vor allem aber die knorpeligen Gelenkflächen der Patella und der femoralen Trochlea sind mittels Computertomographie nicht zu erfassen (Bonamo und Saperstein, 1994).

Erstmals berichteten Shellock et. al. 1988 von der Anwendung der Magnetresonanztomographie zur weitergehenden Diagnostik der physiologischen und pathologischen Funktion des Femoropatellargelenks. Bis zu jenem Zeitpunkt war die Magnetresonanztomographie ausschliesslich zur statischen Darstellung des Kniegelenks und vor allem der beteiligten Weichgewebe verwendet worden. Shellock und seine Arbeitsgruppe prägten den Begriff der kinematischen Magnetresonanztomographie, wobei die kinematische Darstellung die Bewegung eines Körpers, ohne Bezug auf Kräfte oder Massen zu nehmen, beschreiben sollte (Conway et al., 1991; Farzaneh et al., 1989; Koskinen et al., 1993; Riederer et al., 1988; Shellock et al., 1988).

Diese ersten Untersuchungen der Funktion des Femoropatellargelenks fanden unter Verwendung eines Halteapparates statt, der in seiner Funktionscharakteristik wohl als Vorlage für die meisten später entwickelten Halteapparate diente.

Ziel der Untersuchung waren mehrere axiale Aufnahmen des Femoropatellargelenks in mehreren Inkrementen während der initialen Beugegrade von 0° bis 30° Flexion (Grabiner et al., 1994). Die, abhängig von der Zahl der

Inkrementale, erworbene Reihe statischer, axialer Schnittbilder, welche die femorale Trochlea am besten darstellte wurde in einem zweiten Schritt mittels entsprechender Software in eine Filmschleife überführt. Diese Filmschleife diente dann der Befundung des femoropatellaren Bewegungsablaufs. Bei diesem ersten Prototyp eines Halteapparates war zur Verstellung des Beugegrades das Aussteigen des Patienten aus der Apparatur und dem MR-Scanner notwendig.

In den darauf folgenden Jahren beschäftigten sich mehrere Arbeitsgruppen mit der magnetresonanztomographischen Untersuchung des femoropatellaren Kompartiments während der initialen Beugegrade. Die Studien unterschieden sich teils stark im Protokoll der Untersuchung und erschwerten somit einen direkten Vergleich untereinander (Katchburian et al., 2003). Eine grobe Nebeneinanderstellung möchte ich trotzdem anstrengen. Diskutiert wurden:

- der Untersuchungsbereich,
- die Positionierung des Patienten,
- die statische oder dynamische Untersuchung der Patella und
- bei der dynamischen Untersuchung wurde zwischen freier Bewegung und Bewegung gegen Widerstand unterschieden
- Bedienung des Halteapparates durch Behandler oder Patienten.

Einigkeit bestand über den Bereich der Untersuchung. Die initialen Beugegrade von 0° - 30° sind der konventionellen Röntgendiagnostik nicht zugänglich. Besonders aber während dieser ersten Beugegrade geschieht die Führung der Patella über die Weichteile, erst später gewinnt die knöchernen Führung des Patellafirstes in der femoralen Trochlea an Bedeutung (Büll et al., 1993; Brossmann et al., 1993, 1994; Brown und Bradley, 1994; Kujala et al., 1989;

Muhle et al., 1993, 1996, 1999; Quinn et al., 1994; Shellock et al., 1988, 1989, 1992, 1993, 1994, 1997; Vahlensieck M und Reiser M, 1997).

Kujala et al. (1989) und Brossmann et al. (1993) nahmen die Untersuchung in Rückenlage des Patienten vor, während Shellock et al. (1988) die Patienten in Bauchlage untersuchte.

Shellock nahm primär statische Aufnahmen des femoropatellaren Kompartiments und betrachtete diese später in einem „cine-loop“ (Shellock et al., 1988). Die statische Untersuchung stützte er auf Ergebnissen von Schutzer, welcher aufgrund von CT-Untersuchungen keinen Unterschied zwischen statischer und dynamischer Bildakquisition feststellen konnte (Schutzer et al., 1986a, 1986b). Auch Kujala fand beim Vergleich der 0° Extensionsaufnahme keinen Unterschied der relativen Patellaposition zum Femur zwischen entspannter Muskulatur und maximal isometrisch angespannter Extensormuskulatur (Kujala et al., 1989). Mit Verfügbarkeit einer GRASS MR-Sequenz nahm Shellock 1991 die dynamische Untersuchung des femoropatellaren Kompartiments vor und stufte sie als potentiell nützlich ein (Shellock et al., 1991). In einer späteren Studie zeigten die Ergebnisse ähnliche Messwerte zwischen statischer und dynamischer Bildakquisition, sowohl bei Knien mit physiologischem, als auch bei Knien mit pathologischem Bewegungsablauf im femoropatellaren Kompartiment (Shellock et al., 1992). Brossmann stellte einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen passiver und aktiver, bzw. statischer und dynamischer Bildakquisition fest (Brossmann et al., 1993).

Im selben Jahr veröffentlichte auch Shellock die Ergebnisse seiner Studie, welche die aktive Bewegung im Kniegelenk untersuchte. In diesem Fall wurde die aktive Bewegung ohne Widerstand und die aktive Bewegung entgegen einem Widerstand von 30 ft-lb/sec dargestellt. Die aktive Bewegung gegen einen definierten Widerstand stellte Abweichungen im femoropatellaren Bewegungsablauf besser dar (Shellock et al., 1993).

Die oben aufgeführten Untersuchungen führten zu einer Einteilung der funktionellen Störungen des femoropatellaren Gleitvorganges in vier funktionell-deskriptive Syndrome:

- Laterales Subluxationssyndrom
- Laterales Hyperpressionssyndrom
- Mediales Subluxationssyndrom und
- Lateral-mediale Patellasubluxation (Vahlensieck und Reiser, 1997).

Unter Berücksichtigung der Anamnese und der klinischen Beschwerdesymptomatik und zur praxisgerechteren Einteilung der femoropatellaren Dysfunktion, fanden im Rahmen unserer Untersuchungen nur das mediale und laterale Maltracking der Patella Berücksichtigung.

Unterstützt wurde diese Entscheidung durch die Tatsache, dass nur diese häufigsten Formen der femoropatellaren Dysfunktion in unserem Untersuchungskollektiv vertreten waren.

In Anlehnung an oben aufgeführte Studien entschieden wir uns für folgendes Untersuchungsprotokoll:

- Untersuchungsbereich von 0°-30° in 5° Inkrementen
- Patientenpositionierung in Bauchlage
- Schnittbildakquise unter statischen Bedingungen und nachträgliche Überführung der Schnittbilder in eine Filmschleife
- zeitsparende Bedienung des Halteapparates durch den Patienten.

4.4 Diskussion der Ergebnisse

Zu Beginn unserer Untersuchung gab es also keinen „Goldstandard“, welcher zuverlässig als Referenz für weitergehende Studien hätte dienen können.

- 1) In Ermangelung eines kommerziell erhältlichen Halteapparates, welcher funktionelle Untersuchungen des Femoropatellargelenkes am PHILIPS

Gyroscan T5 erlaubt hätte, war es notwendig, ein entsprechendes Gerät zu entwickeln und zu bauen.

- 2) Die an Unübersichtlichkeit grenzende Zahl der vorgeschlagenen Messparameter und der Mangel reproduzierbarer, bzw. klar definierbarer Referenzpunkte, veranlassten uns, eigene Messparameter und Referenzen zu entwickeln (Dubs, 1997; Katchburian et. al., 2003). Diese Messparameter beruhten zum Teil auf den bereits in der Literatur vorgeschlagenen, waren jedoch unserer Meinung nach essentiell verändert und optimiert.
- 3) Abschliessend sollten unsere Untersuchungsergebnisse Aufschluss über die Zuverlässigkeit der eigenen Messparameter geben. Hierzu verglichen wir ein gesundes, symptomfreies Probandenkollektiv mit einem symptomatischen Patientenkollektiv. Zur Berücksichtigung kam zum einen die qualitative Auswertung einer Filmschleife der reproduzierten initialen Kniebeugung, zum anderen die quantitative Vermessung statischer Einzelbilder anhand definierter Messparameter. Sowohl bei qualitativer, als auch bei quantitativer Auswertung wurde unterschieden zwischen lateraler und medialer Trackingabnormalität.

Zu 1)

Der von uns entwickelte Halteapparat erfüllte die an ihn gestellten Anforderungen. Die Untersuchung des femoropatellaren Kompartiments während der initialen Beugegrade von 0° Extension bis 30° Flexion war uneingeschränkt möglich. Bauartbedingt waren Aufnahmen in insgesamt sieben Beugestellungen möglich. Die Bewegungsfreiheit der Patella wurde aufgrund einer grosszügigen Aussparung in diesem Bereich des Halteapparates nicht behindert und nicht beeinflusst. Die Beine konnten in einer entspannten natürlichen Haltung positioniert und mittels Klettbandern fixiert werden.

Anfängliche Versuche, minimale Mengen ferromagnetischen Materials in Form von Messingschrauben zu verwenden, mussten aufgrund der entstandenen Bildartefakte verworfen werden. Dies geschah zugunsten einer Konstruktion, welche auf Steckverbindungen und einigen wenigen Schraubverbindungen aus Kunststoffschrauben beruht.

Nach kurzer Instruktion zur Funktionsweise, war es Probanden wie Patienten möglich, den Apparat fehlerfrei zu bedienen. Keine Untersuchung musste aufgrund von Fehlbedienung wiederholt werden. Die selbständige Bedienung des Halteapparates durch den Probanden/Patienten ermöglichte eine Untersuchungszeit von 15 Minuten.

An seine Grenzen stiess der Halteapparat ab einer Körpergrösse von 190cm. Hier war eine Untersuchung noch gerade eben möglich. Begrenzend war die Länge der Unterschenkel, welche ab einer gewissen Grösse bei Untersuchung in Bauchlage ein Anstossen der Fersen bei 30° Flexion an die obere Wand der Magnetbohrung bedingte.

Zu 2)

Wir definierten vier Messparameter zur Quantifizierung der erworbenen Datensätze, zwei morphologische und zwei funktionelle.

Morphologisch beurteilten wir zum einen die Tiefe der femoralen Trochlea, zum anderen die Ratio aus Höhe zu Breite der Patella.

Den patellaren Versatz und die patellare Verkippung werteten wir unter funktionellen Gesichtspunkten aus.

Die Beurteilung der femoralen Trochlealtiefe sollte Aufschluss darüber geben, ob eine flacher gestaltete Trochlea eher zu einer transversalen Deviation der Patella während der Flexion führte, als eine tiefer gestaltete Trochlea, und damit indirekt Aufschluss über den Stellenwert der knöchernen Führung der femoralen Trochlea für den Patellafirst geben. Somit könnte abgeleitet werden, welche morphologische

Ausprägung eher empfänglich für Störungen der femoropatellaren Funktion ist (Shellock, 1997).

Eine ähnliche Intention veranlasste uns zur Beurteilung der Ratio von Höhe zu Breite der Patella. Schon Wiberg (1941) stellte Anfang des 20. Jahrhunderts vier anatomisch unterschiedliche Varianten der Patella fest. Auch hier hätte eine Korrelation zwischen femoropatellarer Dysfunktion und bestimmten anatomischen Ausprägungen einen gewissen prädiktiven Wert.

Um schliesslich auch dem komplexen Zusammenspiel zwischen Weich- und Hartgeweben während der Flexion des Knies Rechnung zu tragen, beurteilten wir den patellaren Versatz und die patellare Verkippung. Im Gegensatz zu allen uns bekannten Studien, war es unser Ziel, den Femur in einer fixen Position bzw. auf einer konstanten Höhe im Schnittbild darzustellen, und damit den Bewegungsablauf der, durch das Bild laufenden, Patella besser nachvollziehen zu können. In anderen Studien war es stets Ziel der Untersuchung gewesen, die Patella auf gleicher Höhe darzustellen und den Femur in verschiedenen Schnitthöhen durch das Bild laufen zu lassen.

Zusätzlich zu der quantitativen Vermessung und Beurteilung einzelner Schnittbilder hielten wir es für unerlässlich, einzelne Schnittbilder aus den sieben Beugestellungen von 0° - 30° in eine hochauflösende Filmschleife zu integrieren und somit einen qualitativen Eindruck des eigentlichen Bewegungsablaufes zu bekommen. Wir stellten fest, dass mittels einer solchen Filmschleife am ehesten das komplexe Zusammenspiel der Hart- und Weichgewebe des Femoropatellargelenkes zu beurteilen war. Während der Beurteilung der Filmschleife wurden Pathologien der Weichgewebe, besonders des lateralen Retinakulums, sichtbar, welche mit alleiniger Vermessung statischer Schnittebenen unerkant geblieben wären.

Zu 3)

Auffällig bei der Durchsicht der aufgeführten Literatur war die grosse Vielfalt verschiedener Referenzpunkte für Messungen am femoropatellaren Kompartiment. Als zentraler Kritikpunkt, sowohl bei den eigenen Untersuchungen, als auch bei den Protokollen fremder Arbeitsgruppen, ist die Schwierigkeit zuverlässig reproduzierbarer Referenzpunkte zu definieren (Grabiner et al., 1994). Beurteilt wurden unseres Wissensstandes zufolge immer nur einzelne Schnittbilder eines hochkomplexen dreidimensionalen Gelenkes. Egal ob gleiche Schnitthöhe der Patella oder des Femur als Referenz angestrebt wurde, beide tragen der Komplexität der Bewegungsabläufe nur ungenügend Rechnung.

Der statistische Vergleich mittels t-Tests für unverbundene Stichproben zwischen Probanden- und Patientenkollektiv, ergab einen statistisch signifikanten Unterschied zwischen femoraler Trochleatiefe des Probanden- und des Patientenkollektivs ($p=0,0002$) (s. Tab. 4).

Für die übrigen Messparameter konnte ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen Probanden und Patienten nicht nachgewiesen werden. Der ungepaarte t-Test für Breite zu Höhe Ratio der Patella, patellaren Versatz und patellare Verkippung ergab p-Werte von 0,9303, 0,2806 und 0,6681 respektive.

	p-Werte
Femorale Trochleatiefe	0,0002
Breite zu Höhe Ratio	0,9303
Patellarer Versatz	0,2806
Patellare Verkippung	0,6681

Tabelle 4: Ergebnisse der quantitativen Auswertung, Vergleich des Probanden- und Patientenkollektivs mittels t-Test

Mit Ausnahme der femoralen Trochleatiefe, scheinen die übrigen Messparameter nur schlecht das morphologische Korrelat der femoropatellaren Schmerzsyndrome darzustellen.

Im Rahmen der qualitativen Auswertung haben wir festgestellt, dass im Probandenkollektiv 1/3 der untersuchten Knie (33,3%) Zeichen eines pathologischen Bewegungsablaufes zeigten, während im Patientenkollektiv knapp 2/3 der untersuchten Knie (63,2%) durch pathologische Bewegungsabläufe auffielen.

Unseren Ergebnissen zufolge scheint der kinematographische Darstellung der femoropatellaren Gleitvorgänge, neben der klinischen Untersuchung, ein hoher Stellenwert zur Einteilung der Maltrackingformen zuzukommen.

Schon Insall ist 1979 aufgefallen, dass einerseits bestehende Beschwerden im Femoropatellargelenk häufig ohne morphologisches Korrelat einhergehen, andererseits deutlich sichtbare morphologische Veränderungen des femoropatellaren Kompartiments häufig ohne klinische Symptomatik sind.

Unsere Untersuchungen zeigen, dass ohne aufwendige Reproduktion komplexer Referenzpunkte, einfache morphologische Parameter wie die femorale Trochleatiefe statistisch signifikante Unterschiede zwischen Probanden und Patienten aufzeigen.

Das komplexe Zusammenspiel aus Hart- und Weichgeweben, welche Einfluss auf femoropatellare Bewegungsabläufe nehmen, lässt vermuten, dass es schwierig sein wird, physiologische und pathologische Bewegungsabläufe ausschliesslich anhand einiger weniger Messparameter voneinander abzugrenzen. Unsere Erfahrung zeigt,

dass der subjektive Eindruck bewegter Bilder entscheidend zur femoropatellaren Diagnostik beiträgt, was sich mit den Beschreibungen von Shellock (1997) deckt. Jedoch trägt bei 1/3 falsch positivem Ergebnis unseres gesunden Probandenkollektivs, auch die klinische Untersuchung entscheidend zur Diagnosefindung bei.

Ein morphologisches Korrelat der pathologischen Bewegungsabläufe, das Ablösen des lateralen Retinakulums von der Aussenfläche des lateralen Femurkondylus (laterales Lift-Off), wäre ohne die subjektive Beurteilung der Filmsequenz, allein bei Betrachtung einzelner statischer Schnittbilder, unerkant geblieben.

Zu berücksichtigen ist die relativ geringe Fallzahl unserer Studie. Das Probandenkollektiv betrug $n=15$ und das Patientenkollektiv $n=19$. Zur Bestätigung unserer Ergebnisse sollte sicherlich eine Erhöhung der Fallzahl angestrebt werden, um der statistischen Aussagekraft mehr Gewicht zu verleihen. Durch höhere Fallzahlen könnte gegebenenfalls auch ein statistisch signifikanter Unterschied der übrigen Messparameter erarbeitet werden.

5. Zusammenfassung

Pathologische Abweichungen der Bewegungsabläufe (Tracking) im femoropatellaren Kompartiment, das sogenannte Maltracking der Patella, führen zu einem typischen Beschwerdebild. Insbesondere bei jüngeren Patienten imponieren belastungsabhängige peri- und retropatellare Schmerzen, welche durch längeres beengtes Sitzen, Aufstehen aus der Hocke oder Treppensteigen provoziert werden können.

Während der initialen Beugegrade des Kniegelenks, von 0° Extension bis 30° Flexion, ist die Führung der Patella entlang des Femur durch umgebende Weichgewebe wie Muskeln und Bänder gegeben. Gewisse morphologische Variationen vorausgesetzt, ist diese komplexe funktionelle Einheit gefährdet.

Mittels eines eigens konstruierten Halteapparates wurden im geschlossenen Magnetresonanztomographen (PHILIPS Gyroscan T5) Aufnahmen gesunder (Probandenkollektiv) und symptomatischer (Patientenkollektiv) Knie erstellt. In Inkrementen von 5° wurden sieben Einzelaufnahmen von 0° bis 30° aufgenommen. Die Aufnahmen wurden einerseits in eine Filmschleife überführt, um eine qualitative Beurteilung des femoropatellaren Tracking zu ermöglichen und gegebenenfalls eine Zuordnung zu lateralem oder medialem Maltracking zu treffen. Andererseits wurden Einzelbilder der Positionen bei 0° und 30° mittels eigens definierter morphologischer und funktioneller Parameter vermessen, um damit eine quantitative Einteilung des Maltracking zu ermöglichen. Morphologisch wurde die femorale Trochleatiefe und die Breite zu Höhe Ratio der Patella bestimmt, funktionelle Parameter waren der patellare Versatz und die patellare Verkippung.

Sowohl qualitative, als auch quantitative Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet. Die quantitative Vermessung des Probanden- und des Patientenkollektivs wurde mittels t-Test für unverbundene Stichproben verglichen. Die qualitative Auswertung zeigte bei 1/3 (33,3%) des Probandenkollektivs Formen des Maltracking, während 2/3 (63,2%) des Patientenkollektivs pathologisches Maltracking aufwies. Als potentiell pathologisches Substrat wurde ausschliesslich im Patientenkollektiv das seitliche Ablösen des Retinakulum laterale vom Femur, das laterale Lift-Off, festgestellt.

Die quantitative Auswertung ergab einen statistisch signifikanten Unterschied der Kollektive für die femorale Trochleatiefe ($p=0,0002$). Für die Breite zu Höhe Ratio der Patella ($p=0,9303$), den patellaren Versatz ($p=0,2806$) und die patellare Verkippung ($p=0,6681$) konnte ein signifikanter Unterschied nicht erarbeitet werden.

Die qualitative Auswertung der erstellten Filmschleifen durch erfahrene Radiologen erwies sich als wichtige Erweiterung des diagnostischen Spektrums und lenkte das Augenmerk auf einen schon von Shellock (1997) beschriebenen, potentiell pathologischen Befund, das laterale Lift-Off.

Einer von vier quantitativen Parametern, die femorale Trochleatiefe, zeigte den gewünschten statistisch signifikanten Unterschied zwischen Probanden und Patienten. Eine Abwendung von der aufwendigen Reproduktion komplexer Referenzpunkte und eine Hinwendung zur klinischen Untersuchung und praxisgerechten, morphologischen Vermessungen an kernspintomographischen Schnittbildern sollte in Erwägung gezogen werden.

6. Bibliographie

- 1) Bonamo JJ, Saperstein AL. Contemporary Magnetic Resonance Imaging of the Knee.
In: MRI Clinics of North America, The Knee 1994; Vol. 2, No. 3:481-495.
- 2) Brattström H. Shape of the Intercondylar Groove Normally and in Recurrent Dislocation of Patella.
Acta Orthop Scand 1964; 45:1-142.
- 3) Brossmann J, Muhle C, Büll CC, Schröder C, Melchert UH, Zieplies J, Spielmann RP, Heller M. Evaluation of Patellar Tracking in Patients with Suspected Patellar Malalignment: Cine MR Imaging vs Arthroscopy.
AJR 1994; 162:361-367.
- 4) Brossmann J, Muhle C, Schröder C, Melchert UH, Büll CC, Spielmann RP, Heller M. Patellar Tracking Patterns during Active and Passive Knee Extension: Evaluation with Motion-triggered Cine MR Imaging.
Radiology 1993; 187:205-212.
- 5) Brown SM, Bradley Jr WG. Kinematic Magnetic Resonance Imaging of the Knee.
In: MRI Clinics of North America, The Knee 1994; Vol. 2, No. 3:441-449.
- 6) Büdinger K. Über traumatische Knorpelrisse im Kniegelenk.
Deutsche Zeitschr f Chir 1908; 92:510-536.

- 7) Büll CC, Brossmann J, Muhle C, Schröder C, Laprell H, Lubinus HH, Spielmann RP, Hassenpflug J. Die Untersuchung des Femoropatellargelenkes mit bewegungsgetriggelter MRT im Vergleich zur arthroskopischen Diagnostik. *Arthroskopie* 1993; 6:249-255.
- 8) Carson WG, James SL, Larson RL. Patellofemoral Disorders; Physical and Radiographic Evaluation. Part 1: Physical Examination. *Clin Orthop Rel Res* 1984; 185:165-177.
- 9) Conway WF, Hayes CW, Loughran T, Totty WG, Griffeth LK, El-Khoury GY, Shellock FG. Cross-sectional Imaging of the Patellofemoral Joint and Surrounding Structures. *Radiographics* 1991; 11:195-217.
- 10) Corse WR, Flemming DJ, Brower AC. Cases of the Day: General Case of the Day. *RadioGraphics* 1994; 14:449-451.
- 11) Cross MJ, Waldrop J. The Patella Index as a Guide to the Understanding and Diagnosis of Patellofemoral Instability. *Clin Orthop Rel Res* 1975; 110:174-176.
- 12) Delgado-Martins H. A Study of the Position of the Patella Using Computerised Tomography. *J Bone Jt Surg* 1979; 61-B:443-444.
- 13) Dubs L. Operationen am Femoropatellargelenk. *Arthroskopie* 1997; 10:62-65

- 14) Dupuy DE, Hangen DH, Zachazewski JE, Boland AL, Palmer W. Kinematic CT of the Patellofemoral Joint.
AJR 1997; 169:211-215.
- 15) Dupuy DE, Palmer W, Rosenthal DI, Zarins B. Kinematic CT of the Patellofemoral Joint.
Radiology 1993; 189:136.
- 16) Dye SF. Patellofemoral Anatomy.
In: Fox JM, Del Pizzo W, eds. The Patellofemoral Joint. New York: McGraw-Hill 1993:1-12.
- 17) Farzaneh F, Riederer SJ, Lee JN, Tasciyan T, Wright RC, Spritzer CE. MR Fluoroscopy: Initial Clinical Studies.
Radiology 1989; 171:545-549.
- 18) Ficat RP, Hungerford DS: Disorders of the Patellofemoral Joint.
Baltimore, Williams and Wilkins, 1977.
- 19) Goodfellow J, Hungerford DS, Woods C. Patellofemoral Joint Mechanics and Pathology. 2. Chondromalacia Patellae.
J Bone Joint Surg 1976; 58-B:291-299.
- 20) Goodfellow J, Hungerford DS, Zindel M. Patellofemoral Joint Mechanics and Pathology. 1. Functional Anatomy of the Patellofemoral Joint.
J Bone Joint Surg 1976; 58-B:287-290.

- 21) Grabiner MD, Koh TJ, Draganich LF. Neuromechanics of the Patellofemoral Joint.
Med Sci Sports Exerc 1994; 26:10-21.
- 22) Grana WA, Kriegshauser LA. Scientific Basis of Extensor Mechanism Disorders.
Clin Sports Med 1985; 4:247-257.
- 23) Heegaard J, Leyvraz P-F, Kampen A van, Rakotomanana L, Rubin PJ, Blankevoort L. Influence of Soft Structures on Patellar Three-dimensional Tracking.
Clinical Orthopaedics and related research 1994; 299:235-243.
- 24) Hungerford DS, Barry M. Biomechanics of the Patellofemoral Joint.
Clin Orthop 1979; 144:9-15.
- 25) Inoue M, Shino K, Hirose H, Horibe S, Ono K. Subluxation of the Patella. Computed Tomography Analysis of Patellofemoral Congruence.
J Bone Joint Surg 1988; 70-A:1331-1337.
- 26) Insall J. Chondromalacia Patellae: Patellar Malalignment Syndrome.
Orthop Clin North Am 1979; 10:117-127.
- 27) Insall J, Falvo KA, Wise DW. Chondromalacia Patellae: a prospective study.
J Bone Jt Surg 1976; 58-A:1-8.

- 28) Insall J, Salvati E. Patella position in the Normal Knee Joint.
Radiology 1971; 101:101-104.
- 29) Katchburian MV, Bull AM, Shih YF, Heatley FW, Amis AA. Measurement of patellar tracking: assessment and analysis of the literature.
Clin Orthop 2003; 412:241-259.
- 30) Kirsch MD, Fitzgerald SW, Friedman H, Rogers LF. Transient Lateral Patellar Dislocation: Diagnosis with MR Imaging
AJR 1993; 161:109-113.
- 31) Knutsson F. Über die Röntgenologie des Femoropatellargelenkes sowie eine gute Projektion für das Kniegelenk.
Acta Radiol 1941; 22:371-376.
- 32) Koh TJ, Grabiner MD, De Swart RJ. In Vivo Tracking of the Human Patella.
J Biomech 1992; 25:637-643.
- 33) Koskinen SK, Taimela S, Nelimarkka O, Kormu M, Kujala UM. Magnetic Resonance Imaging of Patellofemoral Relationships.
Skeletal Radiol 1993; 22:403-410.
- 34) Kujala UM, Östermann K, Kormanio M, Komu M, Schlenzka D. Patellar Motion Analyzed by Magnetic Resonance Imaging.
Acta Orthop Scand 1989; 60:13-16.
- 35) Kummel BM. The Diagnosis of Patellofemoral Derangements.
Primary Care 1980; 7:199-216.

- 36) Laurin CA, Dussault R, Lévesque HP. The Tangential X-Ray Investigation of the Patellofemoral Joint: X-Ray Technique, Diagnostic Criteria and their Interpretation.
Clin Orthop Rel Res 1979; 144:16-26.
- 37) Laurin CA, Lévesque HP, Dussault R, Labelle H, Peides JP. The Abnormal Lateral Patellofemoral Angle: a Diagnostic Roentgenographic Sign of Recurrent Patellar Subluxation.
J Bone Jt Surg 1978; 60-A: 55-60.
- 38) Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Hedlund LW, Goldner JL. Computed Tomography of the Normal Patellofemoral Joint.
Invest Radiol 1983; 18:249-253.
- 39) Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Hedlund LW, Goldner JL. Diagnosis of Patellofemoral Malalignment by Computed Tomography.
J Comput Assist Tomogr 1983; 7:1050-1053.
- 40) Martinez S, Korobkin M, Fondren FB, Goldner JL. A Device for Computed Tomography of the Patellofemoral Joint.
Am J Roentgenol 1983; 140:400-401.
- 41) Merchant AC, Mercer RL, Jacobsen RH, Cool CR. Roentgenographic Analysis of Patellofemoral Congruence.
J Bone and Joint Surg 1974; 56-A:1391-1396.

- 42) Møller BN, Krebs B, Jurik AG. Patellofemoral Incongruence in Chondromalacia and Instability of the Patella.
Acta Orthop Scand 1986; 57:232-234.
- 43) Muhle C, Brossmann J, Heller M. Funktionelle MRT des Femoropatellargelenkes.
Radiologe 1995; 35:117-124.
- 44) Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic CT and MRI Imaging of the Patellofemoral joint.
Eur Radiol 1999; 9:508-518.
- 45) Muhle C, Brossmann J, Heller M. Kinematic MRI of the Knee Using a Specially Designed Positioning Device.
Journal of Computer Assisted Tomography 1996; 20(4):522-525.
- 46) Muhle C, Brossmann J, Melchert UH, Schroeder C, Mester G, Otte J, Boer R. Vergleich ultraschneller, bewegungsgetriggelter und statischer MR-Tomographie zur Beurteilung des femoropatellaren Gleitverhaltens.
Zentralbl Radiol 1993; 147:989.
- 47) Newberg AH, Seligson D. The Patellofemoral Joint: 30°, 60° and 90° views.
Radiology 1980; 137:57-61.
- 48) Outerbridge RE, Dunlop J. The Problem of Chondromalacia Patellae.
Clin Orthop 1975; 110:175-196.

- 49) Patel D. Plica as a Cause of Anterior Knee Pain.
Orthop Clin North Am 1986; 17:273-277.
- 50) Powers CM, Landel R, Perry. Timing and Intensity of Vastus Muscle Activity during Functional Activities in Subjects with and without Patellofemoral Pain.
Physical Therapy 1996; Vol. 76 No. 9:946-955.
- 51) Quinn SF, Rose PM, Brown TR, Demlow TA. MR Imaging of the Patellofemoral Compartment.
In: MRI Clinics of North America, The Knee 1994; Vol. 2, No. 3:425-440.
- 52) Reider B, Marshall JL, Ring B. Patellar Tracking.
Clin Orthop 1981; 157:143.
- 53) Riederer SJ, Tasciyan T, Farzaneh F, Lee JN, Wrought RC, Herfkens RJ. MR Fluoroscopy: Technical Feasibility.
Magn Reson Med 1988; 8:1-15.
- 54) Ruwe PA, McCarthy SM. Cost Effectiveness of Magnetic Resonance Imaging of the Knee.
In: MRI Clinics of North America, The Knee 1994; Vol. 2, No. 3:475-479.
- 55) Sasaki T, Yagi T. Subluxation of the Patella: Investigation by Computerized Tomography.
Int Orthop 1986; 10:115-120.

- 56) Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. Computed Tomographic Classification of Patellofemoral Pain Patients.
Orthop Clin North Am 1986; 17:235-248.
- 57) Schutzer SF, Ramsby GR, Fulkerson JP. The Evaluation of Patello-femoral Pain Using Computerized Tomography: A Preliminary Study.
Clin Orthop Rel Res 1986; 204:286-293.
- 58) Selvik GA. Roentgen Stereophotogrammetry. A Method for the Study of the Kinematics of the Skeletal System.
Acta Orthop Scand 1989; 60:232.
- 59) Shellock FG. Kinematic Magnetic Resonance Imaging.
In: David W Stoller, ed., Magnetic Resonance Imaging in Orthopedics & Sports Medicine. Philadelphia: Lippincott-Raven, 1997:1023-1043.
- 60) Shellock FG, Foo TKF, Deutsch AL, Mink JH. Patellofemoral Joint: Evaluation during Active Flexion with Ultrafast Spoiled GRASS MR Imaging.
Radiology 1991; 180:581-585.
- 61) Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Foo TKF. Kinematic MR Imaging of the Patellofemoral Joint: Comparison of Passive Positioning and Active Movement Techniques.
Radiology 1992; 184:574-577.

- 62) Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Foo TKF, Sullenberger P. Patellofemoral Joint: Identification of Abnormalities with Active-Movement, „Unloaded“ versus „Loaded“ Kinematic MR Imaging Techniques.
Radiology 1993; 188:575-578.
- 63) Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Fox JM. Patellar Tracking Abnormalities: Clinical Experience with Kinematic MR Imaging in 130 Patients.
Radiology 1989; 172:799-804.
- 64) Shellock FG, Mink JH, Deutsch AL, Fox JM, Molnar T, Kvitne R, Ferkel R. Effect of a Realignment Brace on Patellofemoral Relationships: Evaluation with Kinematic MR Imaging.
JMRI 1994; 4:590-594.
- 65) Shellock FG, Mink JH, Fox JM. Patellofemoral Joint: Kinematic MR Imaging to Assess Tracking Abnormalities.
Radiology 1988; 168:551-553.
- 66) Stanford W, Phelan J, Kathol MH, Rooholamini SA, el-Khoury GY, Palutis GR, Albright JP. Patellofemoral Joint Motion: Evaluation by Ultrafast Computed Tomography.
Skeletal Radiol 1988; 17:487-492.
- 67) Vahlensieck M, Reiser M. MRT des Bewegungsapparates.
Stuttgart, New York: Thieme, 1997.

- 68) van Kampen A, Huiskes R. The Three-Dimensional Tracking Pattern of the Human Patella.
J Orthop Res 1990; 8:372-382.
- 69) Veress SA, Lippert FG, Hou MCY, Takamoto T. Patellar Tracking Patterns Measurement by Analytical X-Ray Photogrammetry.
J Biomech 1979; 12:639-650.
- 70) Virolainen H, Visuri T, Kuusela T. Acute Dislocation of the Patella : MR Findings.
Radiology 1993; 189:243-246.
- 71) Wiberg G. Roentgenographic and Anatomic Studies on the Femoro-patellar Joint: with Special Reference to Chondromalacia Patellae.
Acta Orthop Scand 1941; 12:319-410.

Danksagung

Ganz herzlich möchte ich mich bei Herrn Privatdozent Dr. Martin Vahlensieck für die Überlassung des Dissertationsthemas bedanken. Seine Geduld und Unterstützung haben mir geholfen, meine Motivation wiederzufinden bzw. nicht zu verlieren.

Weiterhin möchte ich mich bei dem Praxisteam von PD Dr. Vahlensieck bedanken, ohne dessen Hilfe und Einarbeitung die praktische Umsetzung der Untersuchungen nicht möglich gewesen wäre.

Zuletzt möchte ich mich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken. Ihre Kritik, Ihre Hartnäckigkeit und Ihre gute Zuredde waren wesentliche Zutaten zu dieser Arbeit.