

Aus der Anatomischen Anstalt der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorstand: Prof. Dr. R. Putz

**Translation der Menisken und Femurkondylen relativ zur Tibia
bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur – Analyse mit der
offenen Magnetresonanztomographie**

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Christoph Bringmann

Schrobenhausen 2003

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. med. F. Eckstein

Mitberichterstatter: PD Dr. A. Veihelmann
PD Dr. Ch. K. Lackner

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. med. H. Graichen

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 27.11.2003

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	3
2. Literaturübersicht.....	5
2.1 Aufbau und Stabilität des Kniegelenks.....	5
2.2 Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes.....	9
2.3 Diagnostik der vorderen Kreuzbandruptur.....	10
2.4 In-vitro-Kniemodelle.....	12
2.5 Techniken zur Bestimmung der femoro-tibialen und menisko-tibialen Translation.....	15
2.5.1 Präparatestudien.....	15
2.5.2 Mechanische Testgeräte.....	16
2.5.3 Röntgentechnik.....	17
2.5.4 Externe Markersysteme.....	17
2.5.5 Goniometermessungen.....	18
2.5.6 EMG-Messungen.....	18
2.5.7 Magnetresonanztomographie.....	19
2.6 Konservative versus operative Therapie bei vorderer Kreuzbandruptur.....	20
3. Fragestellung.....	23
4. Material und Methode.....	24
4.1 Probanden.....	24
4.2 Bildgebung.....	25
4.3 Digitale Bildverarbeitung.....	27
4.4 Hinterkantentechnik.....	29
4.5 Epikondyläre Achsentechnik.....	31
4.6 Statistische Auswertung.....	35
5. Ergebnisse.....	37
5.1 Reproduzierbarkeit des Tibiakoordinatensystems und der Messungen der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimaldistanzen in der offenen MRT mit zwei unterschiedlichen Bildbearbeitungsmethoden.....	37
5.2 Die physiologische Translation der Menisken und der Femurkondylen beim gesunden Kniegelenk.....	39
5.2.1 <i>Menisko-tibiale und femoro-tibiale Translation bei der Knieflexion von 30° auf 90°</i>	39
5.2.2 <i>Positionsänderung der Menisken und Femurkondylen bei flektierender und extendierender Muskelaktivität</i>	40

5.3	Der Vergleich zwischen gesunden Kniegelenken und Kniegelenken mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes.....	41
5.3.1	<i>Der Unterschied in der Translation von 30 auf 90° zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken.....</i>	<i>42</i>
5.3.2	<i>Der Vergleich zwischen gesunden Kniegelenken und Kniegelenken mit Ruptur des vorderen Kreuzbands bei flektierender und extendierender Muskelaktivität.....</i>	<i>44</i>
6.	Diskussion.....	46
6.1	Methodikdiskussion.....	46
6.1.1	<i>Reproduzierbarkeit.....</i>	<i>46</i>
6.1.2	<i>Limitationen der vorliegenden Studie.....</i>	<i>48</i>
6.2	Einfluss der Muskulatur auf die Stabilität im Kniegelenk.....	49
6.3	Translation der Femurkondylen von 30° auf 90° Knieflexion.....	51
6.4	Rotation der epikondylären Achse.....	52
6.5	Translation des Innen- und Außenmeniskus.....	53
6.6	Vergleich zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken.....	55
6.7	Schlussfolgerung.....	57
7.	Zusammenfassung.....	59
8.	Literaturverzeichnis.....	61
9.	Danksagung.....	70
10.	Lebenslauf.....	71

1. Einleitung

Das Kniegelenk ist das größte Gelenk des menschlichen Körpers. Die Kniegelenksbewegung resultiert aus dem Zusammenspiel der Bänder, Menisken und der Gelenkkapsel als passive Stabilisatoren und der Muskulatur als aktiven Stabilisator. Nur wenn diese Strukturen aufeinander abgestimmt agieren, kann das Kniegelenk seiner Funktion optimal nachkommen. Als Grundlage der Kniegelenkskinematik dient das Modell der „überschlagenen Viergelenkskette“ von Menschik (1974). Nach diesem kommt es bei der Knieflexion eines gesunden Kniegelenks zu einer nicht-linearen Roll-Gleitbewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau. Da bei abrupten Bewegungsänderungen ein Vielfaches des Körpergewichtes auf das Kniegelenk einwirkt, ist es nicht verwunderlich, dass dieses das am häufigsten verletzte Gelenk des menschlichen Körpers darstellt (Ryder et al. 1997).

Die häufigste Verletzung am Knie stellt die Ruptur des vorderen Kreuzbandes als einem wichtigen passiven Stabilisator dar. Die klinische Untersuchung des Kniegelenks hinsichtlich einer vorderen Kreuzbandruptur erfolgt mit dem Lachman-Test und mit der „vorderen Schublade“. Dabei äußert sich die durch die Ruptur des vorderen Kreuzbandes entstandene Instabilität des Kniegelenks in einer vermehrt anterioren Translation der Tibia. Zur objektiven Messung dieser Translation werden verschiedene Verfahren eingesetzt, die die Relativbewegung der Femurkondylen zum Tibiaplateau erfassen. Diese Studien berücksichtigen jedoch nur Teilaspekte der natürlichen Kniegelenkskinematik und vernachlässigen in der Regel die neuromuskuläre Stabilisierung des Gelenks. Dies gilt insbesondere für zahlreiche Studien an menschlichen Kniegelenkspräparaten (Markholf et al. 1976, Fukubayashi et al. 1982, Draganich et al. 1987, Reuben et al. 1989), die mit Hilfe von Kniegelenktestapparaturen durchgeführt wurden. Deshalb wählte Smidt (1973) die Röntgenstereographie zur Bestimmung der Translation der Femurkondylen während der Knieflexion *in vivo*. Dabei konnten die Bewegungen der Femurkondylen unter dem Einfluss von Muskelaktivität am Lebenden bestimmt werden. Die Messung hatte aber den Nachteil, dass die Femurkondylen nur zweidimensional unter Einsatz von Röntgenstrahlung dargestellt werden konnten. Die Funktionalität der Menisken konnte hingegen nur indirekt durch gehaltene Aufnahmen bewertet werden. Weitere *In-vivo*-Studien wurden von Mc Lean et al. (1998), Rudolph et al. (1998), Kvist et al. (2001a, b) durchgeführt. Diese verwendeten externe Markersysteme zur Bestimmung der Translation der Femurkondylen unter dynamischer Muskelaktivität. Diese Studien ermöglichten eine dreidimensionale Rekonstruktion der knöchernen Strukturen im Kniegelenk und damit eine exaktere Analyse der Translation der

Femurkondylen auf dem Tibiaplateau. Allerdings unterliegt dieses Verfahren Verschiebungsartefakten zwischen den auf der Haut aufgetragenen externen Markern und der tatsächlichen Bewegung der knöchernen Strukturen. Da keine Marker für die Menisken an der Hautoberfläche des Kniegelenks angebracht werden können, ermöglicht diese Technik, ebenso wie die Röntgenstereographie, keine exakten Rückschlüsse auf die Relativbewegung der Menisken.

Über die Translation der Menisken im Kniegelenk bei der Knieflexion existieren insgesamt nur wenige Studien (Thompson et al. 1991, Bylski-Austrow et al. 1994, Vedi et al. 1999, Muhle et al. 1999), obwohl die Bedeutung der Menisken als passive Kniestabilisatoren unumstritten ist (Müller 1994, Allen et al. 2000). Da es nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes vermehrt zu Verletzungen der Meniskushinterhörner kommt (Odensten et al. 1985, Daniel et al. 1994, Gillquist et al. 1999 a, b), stellt sich die Frage, ob die Verletzungen durch eine vermehrte posteriore Translation der Femurkondylen bei gleich bleibender Meniskustranslation bedingt sein könnten.

Um diese Frage beantworten zu können ist es notwendig, gleichzeitig die Translation der Femurkondylen und der Menisken zu analysieren. Für eine exakte Beurteilung der Meniskustranslation bietet sich die Magnetresonanztomographie (MRT) aufgrund ihres exzellenten Weichteilkontrasts an (Vellet et al. 1995, Falchok et al. 1996, Friedman et al. 1996, Muhle et al. 1999, Vedi et al. 1999, Stähler et al. 2000, Kreitner 2001). Für die Bestimmung der Translation stehen geschlossene und offene MRT-Geräte zur Verfügung. Da geschlossene MRT-Geräte eine Kniebeugung von mehr als 30° und eine Lastapplikation von außen aufgrund des Platzmangels nicht zulassen, eignen sich diese nur bedingt für die Messung einer Translation bei stärkerer Knieflexion. Mit Hilfe der offenen MRT können jedoch Gelenke in physiologischen Positionen unter dem Einfluss von Muskelaktivität untersucht werden (Graichen et al. 1999 a-c, 2000, 2001 a, b, v. Eisenhart-Rothe et al. 2000, 2002).

Das Ziel der vorliegenden Studie war daher die Entwicklung einer MRT-basierten Technik, mit der die Bewegung der Femurkondylen und der Menisken bei der Knieflexion in vivo unter der Einwirkung von antagonistischen Muskelkräften (Flexoren und Extensoren) gleichzeitig bestimmt werden kann. Eine zentrale Frage war hierbei, ob sekundäre Verletzungen der Meniskushinterhörner nach einer Kreuzbandruptur durch eine vermehrte posteriore Translation der Femurkondylen erklärbar sind.

2. Literaturübersicht

2.1 Aufbau und Stabilität des Kniegelenks

Das Kniegelenk ist ein verkörperter Kompromiss der Evolution, der sowohl Anforderungen von Mobilität als auch von Stabilität gerecht wird. Es ist bei näherer Betrachtung eine weitgehend optimierte Getriebekonstruktion, welche einen großen Bewegungsraum aufweist und hohe dynamische Kräfte aufnehmen kann (Putz 1995).

Die Stabilität des Kniegelenks basiert auf dem Zusammenspiel von aktiven und passiven Stabilisatoren. Nur wenn beide Elemente koordiniert zusammenwirken, ist es für den Menschen möglich, Bewegungen im Kniegelenk optimal zu steuern und zu führen. Zu den passiven Stabilisatoren zählen neben dem vorderen und dem hinteren Kreuzband die beiden Menisken, das Innen- und Außenband, die Gelenkkapsel und die knöcherne Form der Femurkondylen und des Tibiaplateaus. Insbesondere das vordere Kreuzband ist für die Funktion und Stabilität des Kniegelenks von großer Bedeutung. Hinzu kommen die aktiven Stabilisatoren, insbesondere die Muskulatur, deren Wirkung und Bedeutung auf die komplexe Kniegelenkbewegung erst in neuerer Zeit adäquat berücksichtigt wurden.

Die Kreuzbänder

Das vordere Kreuzband entspringt dem hinteren Anteil der lateralen Seitenwand der Fossa intercondylaris. Es besteht aus mehreren Faserbündeln und inseriert im medialen vorderen Anteil der Area intercondylaris. Die Fasern sind so ineinander verdrillt, dass die lateral gelegenen Fasern des Ursprungs an der Insertionsstelle dorsal gelegen sind. Durch diesen anatomischen Aufbau kann das vordere Kreuzband mehreren Aufgaben nachkommen:

1. der Verhinderung der anterioren Tibiattranslation bei der Knieflexion und -extension
2. der Einschränkung der Tibiarotation in Extensionsstellung
3. der zusätzlichen Stabilisation gegen eine Varus- oder Valgus-Stellung in Extension
4. der Verhinderung einer medialen Translation nach teilweiser Insuffizienz der Seitenbänder (Markolf et al. 1976, Takeda et al. 1994, Putz 1995).

Das hintere Kreuzband entspringt im tiefen medialen Anteil der Fossa intercondylaris und kreuzt das vordere Kreuzband, um weit dorsal in der Area intercondylaris zu inserieren. Aufgrund seiner hohen Festigkeit ist es zusammen mit dem vorderen Kreuzband in der Lage, beträchtliche nach ventral oder dorsal gerichtete Schubkräfte aufzunehmen (Menschik 1974, Putz 1995). Bei der Knieflexion steht das vordere Kreuzband von 0° Extension an unter

Spannung mit einem Gipfel bei 15° Flexion und einer langsamen Abnahme der Spannung bis 90° Knieflexion. Das hintere Kreuzband ist bei 0° Extension entspannt und spannt sich erst bei einem Beugungswinkel von > 60° (Sakane et al. 1997). Ferner nehmen die Kreuzbänder aufgrund der zahlreichen integrierten Mechanorezeptoren vermutlich eine funktionelle Rolle als „Sinnesorgan“ für die Kniegelenkskinematik wahr (Nägerl et al. 1993, Good et al. 1999, Georgoulis et al. 2001, Adachi et al. 2002).

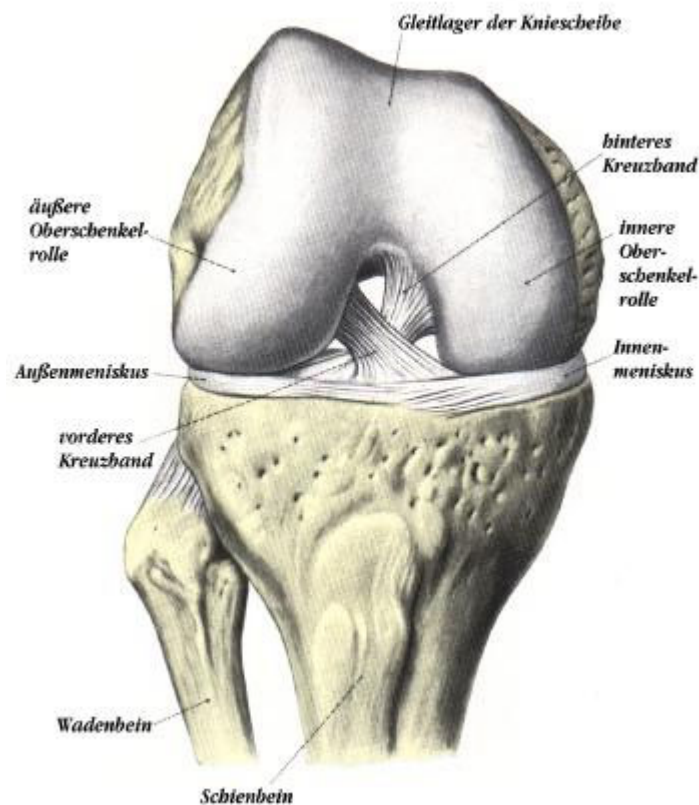


Abbildung 2.1: Anatomie des Kniegelenks

Die Muskulatur

Die Funktion der Muskulatur besteht neben der Durchführung der aktiven Bewegung darin, die von den Kreuzbändern gesteuerte passive Gelenksführung zu sichern. Die Wirkung der einzelnen Muskelgruppen auf die Stabilität im Kniegelenk ist allerdings nicht eindeutig geklärt. Bei der für die Translation des Kniegelenks wichtigen Muskelgruppen unterscheidet man den Musculus quadriceps, der aus dem M. vastus medialis, dem M. rectus femoris, dem M. vastus intermedius und dem M. vastus lateralis besteht, von den antagonistisch wirkenden Knieflexoren. Zu diesen zählt der M. semitendinosus, der M. gracilis, der M. biceps femoris, der M. popliteus und der M. semimembranosus. Mehrere Autoren (Markolf et al. 1984, Renström et al. 1986, Draganich et al. 1987, Vahey et al. 1991, Beynon et al. 1992,

Hirokawa et al. 1992, Putz 1995, Wilk et al. 1996 und Aune et al. 1997) fanden, dass eine isometrische Kontraktion des M. quadriceps die Spannung im vorderen Kreuzband im Vergleich zur Ruhespannung vor allem zwischen 30° Knieflexion und 45° erhöht. Dabei kommt es zu einer nach anterior gerichteten Translation der Tibia. Howell (1990) und Aune et al. (1997) hingegen beschrieben bei einer Aktivierung des Quadriceps eine nur geringe Translation und Spannung im vorderen Kreuzband. Um die tatsächliche Spannung im Kniegelenk in vivo messen zu können, entwickelten Markolf et al. (1998) einen Miniatorsensor. Dieser zeigte nur zwischen 0° und 20° Flexion eine erhöhte Spannung im anteriomedialen Bündel des vorderen Kreuzbandes bei der passiven Knieflexion.

Im Gegensatz zum M. quadriceps sind die Knieflexoren als „Protektoren“ des vorderen Kreuzbandes zu betrachten (Howell 1990, More et al. 1993, Li et al. 1999, Liu et al. 2000). Eine Koaktivierung der Knieflexoren bei Anspannung des M. quadriceps führt zu einer Reduktion der tibialen Translation nach anterior, einer Innenrotation und einer Verringerung der Spannung im vorderen Kreuzband (Dürselen et al. 1995, Bonnin et al. 1996, Li et al. 1999, Mac Williams et al. 1999, Fleming et al. 2001 a). Bei Beugung über 100° bewirken die Flexoren allerdings eine erhöhte Spannung im vorderen Kreuzband, da die resultierende Kraft nach kaudal zeigt. Dies führt quasi zu einer Distraction des Kniegelenks (Zavatsky et al. 1994). Fleming et al. (2001 b) fanden in einer In-vivo-Studie, dass auch der M. gastrocnemius ein Antagonist des vorderen Kreuzbandes ist, da durch seine Kontraktion die Spannung im Ligament von 0° bis 30° Knieflexion erhöht wird. Kvist et al. (2001 c) beschrieben hingegen den M. gastrocnemius als einen wichtigen aktiven Stabilisator und Agonisten des vorderen Kreuzbandes. Bei einer Koaktivierung des M. gastrocnemius verminderte sich nach diesen Autoren die posteriore Translation der Femurkondylen bei der aktiven Knieflexion.

Nicht zuletzt spielt auch die Kraft, die durch das Körpergewicht auf das Kniegelenk wirkt, eine entscheidende Rolle. Diese soll eine posteriore Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bei Knieflexion vermindern (Howell 1990, Torzilli et al. 1994, Yack et al. 1994).

Die Femurkondylen

Der distale Anteil des Femurs besteht aus einem medialen und einem lateralen Femurkondylus, welche durch die Fossa intercondylaris voneinander getrennt werden. Die anatomische epikondyläre Achse verläuft durch den Apex des medialen und lateralen Femurkondylus. Sie ist anatomisch zuverlässig zu ermitteln und wird als grobe Näherung der Flexionsachse angesehen (Elias et al. 1990, Hollister et al. 1993).

In der Ansicht von lateral wird die Form der Femurkondylen auf Basis einer Spiralkontur beschrieben (Putz 1995). Die Krümmungsradien sind dorsal relativ klein und nehmen nach ventral zu. Der Radius der Femurkondylen ist medial kleiner; das Verhältnis zwischen medial und lateral beträgt ca. $0,96 \pm 0,08 : 1$ (Matsuada et al. 1998).

Die Bewegung des Femurs auf der Tibia wurde als Roll-Gleitmechanismus beschrieben, wobei sich der Femur auf der Tibia in einem nicht-linearen Verhältnis von 3:2 verschiebt (Menschik 1974). Von 0° Extension bis 90° Flexion steht die Translation (Gleiten) im Vordergrund, bei höherer Flexion die Abrollbewegung. Dieses Modell wurde von Menschik (1974) als Modell der überschlagenen Viergelenksskette beschrieben. Als wichtige Bewegungskomponente beschreibt dieses Modell auch eine Schlussrotation der Tibia zwischen 20° Knieflexion und 0° Extension (Hallen 1966).

Die Menisken

Die Menisken stellen bewegliche und verformbare Gelenkkörper dar und sind aus straffem Faserknorpel aufgebaut. Der mediale Meniskus weist eine größere antero-posterior Ausdehnung und eine größere Auflagefläche als der laterale Meniskus auf. Er liegt halbmondförmig auf dem Tibiaplateau und sein Hinterhorn steht mit dem Ligamentum collaterale mediale in Verbindung. Es wird vermutet, dass aufgrund dieser Fixierung das Hinterhorn des Innenmeniskus bei einer Knieverletzung häufiger betroffen ist. Der laterale Meniskus ist kleiner und kann weiter nach ventral und dorsal verschoben werden (Bylski-Austrow et al. 1994, Aagaard et al. 1999).

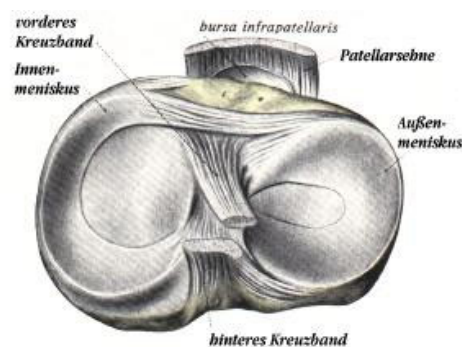


Abbildung 2.2: Aufsicht auf das Tibiaplateau von kranial

Die Menisken gleichen die Inkongruenz zwischen den Kniegelenkskörpern aus und erlauben eine relativ gleichmäßige Druckübertragung zwischen den Femurkondylen und dem

Tibiaplateau. Sie stabilisieren das Kniegelenk vor allem bei der Flexion (Müller 1994, Aagaard et al. 1999).

2.2 Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes

Das gesunde Kniegelenk kann unter normaler Beanspruchung eine Belastung ertragen, die um ein Vielfaches größer ist als diejenige beim normalen Gehen (McLean et al. 1998). Bei vielen Sportarten (Skifahren, Snowboarden, Rugby) wird das Kniegelenk hohen dynamischen Kräften, wie Dreh- und Kippkräften ausgesetzt. Diese können sehr hohe momentane Belastungsspitzen hervorrufen. Daher ist eine gute Stabilisierung notwendig, welche maßgeblich durch die Kreuzbänder ermöglicht wird.

Die Verletzung des vorderen Kreuzbandes zählt zu den häufigsten traumatischen Verletzungen im Sport überhaupt. Durch diese erworbene Instabilität kann es zu einer pathologischen Bewegung (Translation) der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau kommen. Dies führt zu einer erhöhten Belastung des Kniegelenks und zu Folgeschäden, die in einer fortschreitenden Knorpeldegeneration und schließlich im Gelenkversagen enden. Gibbs (1993) beschrieb, dass im Durchschnitt eine von 3000 Personen eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes erleidet. Davon sind 70% durch Sport verursacht. Isolierte Verletzungen des vorderen Kreuzbandes treten meist bei Innenrotation der Tibia und Hyperextension bei starker Beschleunigung auf, wie zum Beispiel beim Elfmeterschuss beim Fußball (Roose 1994).

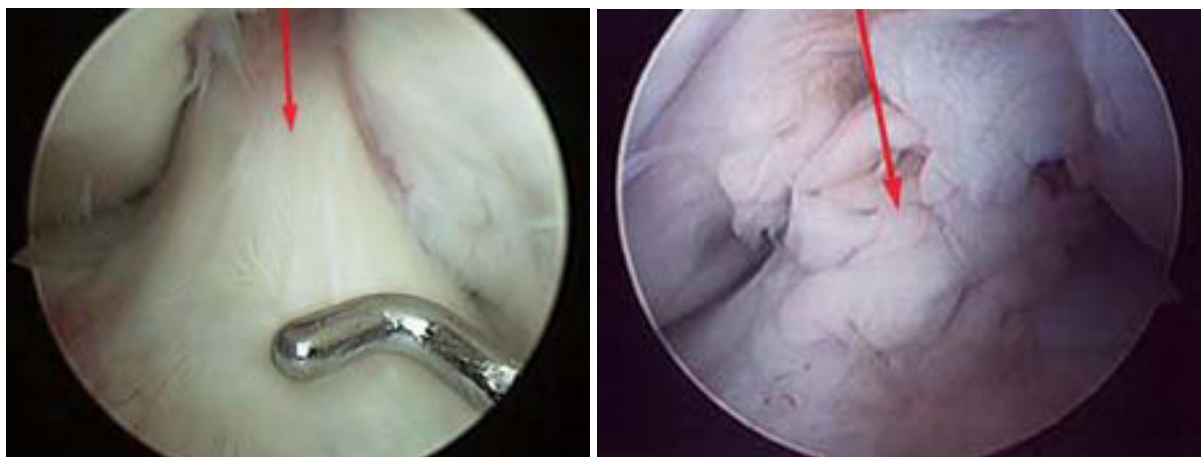


Abbildung 2.3: a) Gesundes vorderes Kreuzband

b) Rupturiertes vorderes Kreuzband

Traumatische Ereignisse mit Beteiligung des Kniegelenks führen bei Athleten in fast 80% der Fälle zu einer Mitbeteiligung des vorderen Kreuzbandes oder der Menisken (Torg et al. 1976). Am häufigsten tritt die sogenannte „unhappy triade“ auf, bei der neben der Ruptur des

vorderen Kreuzbandes auch der Innenmeniskus und das Innenband betroffen sind (Noyes et al. 1983). Diese Verletzungskette kommt durch ein Außenrotationstrauma bei Knieflexion unter Valgusstress und hoher Krafteinwirkung zustande. Das Ausmaß der Begleitverletzung erhöht das Risiko einer permanenten Funktionseinschränkung des Knies.

2.3 Diagnostik der Verletzungen des Kniegelenks

Um eine optimale Therapie einleiten zu können, ist eine exakte Diagnose über das Ausmaß einer Kniegelenksverletzung essentiell. Daher ist eine gründliche Anamnese des Unfallhergangs und eine umfassende klinische Untersuchung unabdingbar. Bei letzterer wird die Integrität des vorderen Kreuzbandes mit der in 90° Knieflexion durchgeführten „vorderen Schublade“ (anterior drawer) oder dem zuverlässigeren, in 20-30° Knieflexion durchgeführten Lachman Test geprüft (Torg et al. 1976).

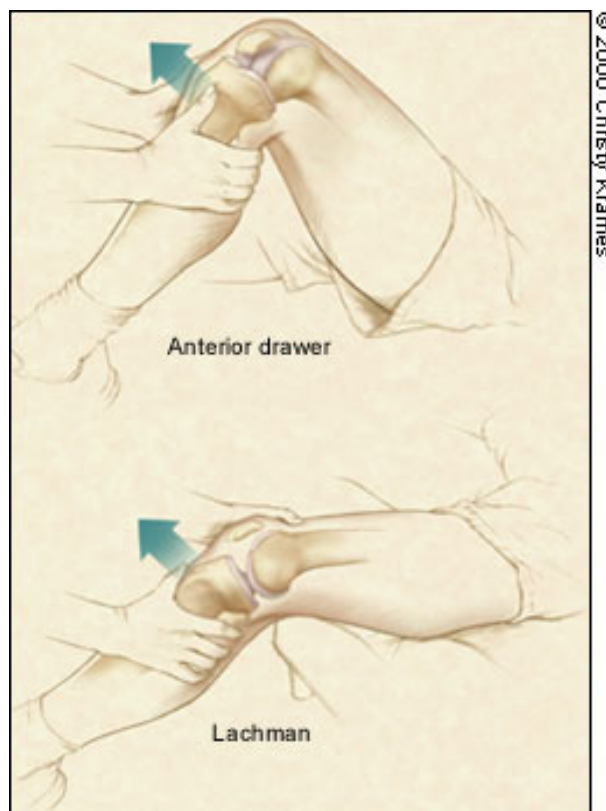


Abbildung 2.4: Vordere Schublade und Lachman Test

Um die tibiale Translation am Kniegelenk besser bestimmen zu können, wurden Knietestgeräte entwickelt. Das am häufigsten verwendete Gerät ist das „KT-1000“, welches bei 30° Knieflexion an einer definierten Stelle am Unterschenkel angebracht wird. Bei

entspannter Muskulatur wird mit einer definierten Kraft von 89 N die anteriore tibiale Translation gemessen. Das KT-1000 Messgerät ist für den klinischen Einsatz sehr gut geeignet, da es bei einer Seitendifferenz von > 2 mm der antero-posterioren Translation der Tibia eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes mit 96%iger Sicherheit detektiert (Daniel et al. 1985, Benvenuti et al. 1998, Berry et al. 1999, Sernert et al. 2001). Die Messung erfolgt passiv, ohne neuromuskuläre Kontrolle bei entspannter Muskulatur. Kühne et al. (1998) verglichen die Messung der tibialen Translation mit dem KT-1000 mit einem Knie-Stabilitäts-Score (IKDC-Score) bei 28 Patienten mit nichtoperierter vorderer Kreuzbandruptur. Dabei fanden sie eine gute Korrelation zwischen der gemessenen Instabilität im KT-1000 und dem klinischen Knie-Stabilitäts-Score.

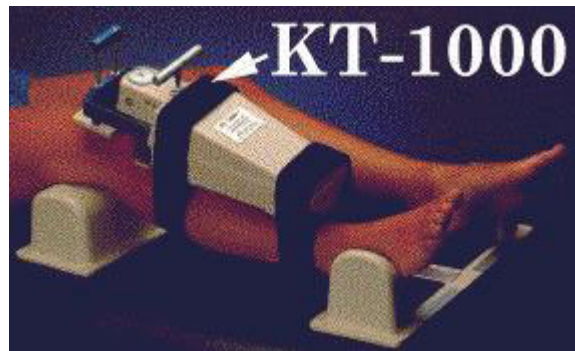


Abbildung 2.5: KT-1000 Kniestestgerät

Für die klinische Diagnostik von Meniskusschäden steht der McMurry Test, der modifizierte Apley Test, die Steinman Zeichen und zahlreiche andere klinische Tests zur Verfügung. Darüber hinaus werden bildgebende Verfahren eingesetzt. Die in der Regel eingesetzte Röntgenaufnahme kann allerdings Weichteile, Bänder und Menisken nicht direkt darstellen. Über deren Beschaffenheit kann deshalb nur indirekt eine Aussage getroffen werden (z. B. über die Gelenkspaltbreite oder durch gehaltene Aufnahmen). Dies gilt auch für die Computertomographie, die für Verletzungen des Kniegelenks ohne Fraktur nur eine untergeordnete Rolle spielt.

Als invasive Methode zur Diagnostik der Kniegelenksverletzungen steht die Arthroskopie zur Verfügung. Dabei können die Strukturen im Kniegelenk eingesehen und mechanisch auf ihre Beschaffenheit überprüft werden. Der größte Vorteil besteht bei der Arthroskopie darin, dass ein Defekt (z. B. eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes) während des gleichen Eingriffs operativ versorgt werden kann. Der Nachteil ist jedoch, dass es sich um eine invasive Maßnahme mit dem Risiko einer Infektion handelt, die eine Revision notwendig machen könnte (Sherman et al. 1986). Darüber hinaus ist die Arthroskopie zeitaufwändig und

kostenintensiv. Außerdem können aufgrund der anatomischen Gegebenheiten Verletzungen der Meniskushinterhörner übersehen werden (Crues et al. 1993).



Abbildung 2.6: Kniearthroskopie

In letzter Zeit hat die Kernspintomographie als eine nicht-invasive Form der Diagnostik von Schäden im Kniegelenk die Arthroscopie ergänzt (Reiser et al. 1986, Munk 1989, Stull et al. 1990, Shahabpour et al. 1997, Dimond et al. 1998, Bredella et al. 1999, Stähler et al. 2000, Brooks et al. 2002, Chen et al. 2002). Sie ermöglicht eine Darstellung des Weichteilgewebes, der Sehnen, der Knorpel und Menisken in frei wählbaren Schichtbildern. Diese können sowohl koronar als auch sagittal oder axial orientiert werden. Die räumliche Auflösung hängt von der Qualität des eingesetzten Gerätes und der verwendeten Sequenz ab. Lee et al. (1988) zeigten, dass die Sensitivität der MRT bei 1,5 Tesla mit 94 % bei kompletten Rupturen des vorderen Kreuzbandes den klinischen Untersuchungsmethoden mit Hilfe der „vorderen Schublade“ (78 %) und mit Hilfe des Lachman Tests (89 %) überlegen ist. Die Spezifität betrug sowohl bei der MRT als auch bei der „vorderen Schublade“ und dem Lachman Test mehr als 96 %. Diese hohe Sensitivität wird erreicht, wenn sowohl die primären als auch die sekundären Diagnosekriterien (Brandser et al. 1996) für eine vordere Kreuzbandruptur herangezogen wurden. Zu den primären Zeichen gehören der komplette Abriss, eine veränderte Kontur und eine veränderte Signalintensität in der Umgebung des Kreuzbandes. Die sekundären Zeichen bestehen aus indirekten Hinweisen, z. B. einem abnormal verlaufenden hinteren Kreuzband, einem zu weit lateral gelegenen femoralen Knoten, dem Nachweis von osteochondralen Läsionen, einer vermehrten anterioren Translation der Tibia oder einem unbedeckten lateralen Meniskus. Die hohe Sensitivität und Spezifität der MRT wurde auch durch Studien von Kaplan et al. (1993), Vellet et al. (1995), Falchok et al. (1996), Friedman et al. (1996), Kreitner et al. (1999) und Brooks et al. (2002) bestätigt.

Niitsu et al. (1996) zeigten, dass die Diagnose einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes bei Knieflexion von 45° in der MRT noch zuverlässiger gestellt werden kann, da in dieser Stellung das vordere Kreuzband entspannter, aber stärker verdrillt ist. Hierdurch wird die Ruptur besser sichtbar. Eine Knieflexion von 45° ist aber in Hochfeldgeräten aufgrund der Enge der Extremitätenspule nicht zu erzielen. Der Nachteil der geschlossenen MRT Röhren ist der relativ geringe Durchmesser und die dadurch entstehende Platzangst für einige Patienten.

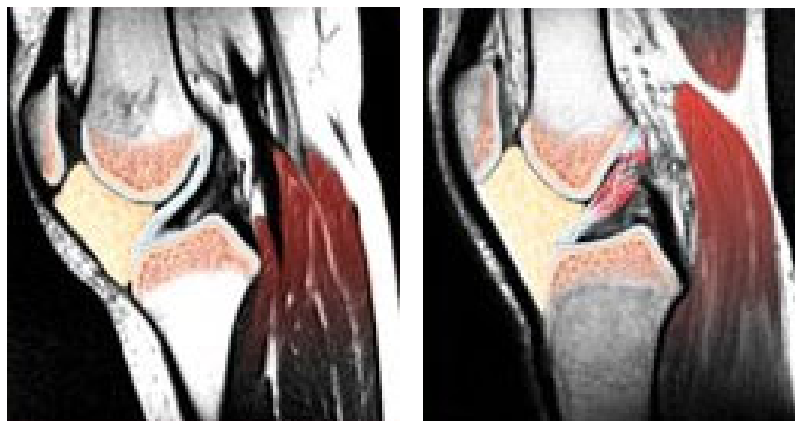


Abbildung 2.7: MRT Bild
a) intaktes vorderes Kreuzband b) gerissenes vorderes Kreuzband

Bei einer partiellen Ruptur des vorderen Kreuzbandes existieren sehr unterschiedliche Angaben zur Sensitivität und Spezifität der MRT. Einig sind sich die Autoren, dass die Zuverlässigkeit der Diagnose vom Gerät, von der eingesetzten Sequenz und der Kompetenz des Begutachters abhängt (Lawrance et al. 1996, Roychowdhury et al. 1997, Bankier et al. 1997). Dies trifft sowohl bei einer Verwendung von Hochfeldgeräten mit einer Feldstärke von mehr als 1,0 Tesla zu als auch bei Niederfeldgeräten mit einer Feldstärke von $0,2\text{ T} - 0,5\text{ T}$. Durch die geringere Feldstärke bei letzteren ist die Diagnose einer partiellen Ruptur des vorderen Kreuzbandes durch das geringere Signal-Rausch-Verhältnis zusätzlich erschwert (Kreitner et al. 1999).

Um die Diagnose einer vorderen Kreuzbandruptur in der MRT unabhängig von der Qualität des Untersuchers durchführen zu können, wurden verschiedene Techniken einer vereinfachten Bildauswertung angewandt. Der Tibiaplateauwinkel (Murao et al. 1998) beschreibt den Winkel zwischen dem Tibiaplateau und der Oberkante des vorderen Kreuzbandes auf einem sagittalen MRT-Bild. Bei einer Ruptur soll dieser Winkel von $52,3^\circ \pm 1,0$ bei einem intakten vorderen Kreuzband auf $33,9^\circ \pm 1,1$ abnehmen. Eine weitere Methode zur Diagnosestellung einer vorderen Kreuzbandruptur ist der MRI-Index (Liu et al. 1994).

Dabei wird aus der Länge und der Krümmung des hinteren Kreuzbandes bei Extension auf eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes geschlossen. Eine anteriore Tibiatranslation von mehr als 5 mm (Chan et al. 1994) bei Extension des Kniegelenks ist eine weitere Methode der Diagnostik. Da die Sensitivität der Messparameter aber nur zwischen 84 % und 87 % liegt, erbringen diese vereinfachten Diagnoseverfahren keine wesentliche Verbesserung der Diagnose einer vorderen Kreuzbandruptur gegenüber herkömmlichen Verfahren.

Insgesamt ist der Vorteil der MRT Diagnostik nach wie vor umstritten. Rose et al. (1996) zeigten, dass die Genauigkeit der Diagnose mit der MRT nicht besser ist als die bei einer klinischen Untersuchung durch einen versierten Orthopäden, jedoch wesentlich teurer. Die Sensitivität der MRT betrug 75 % bei medialen Meniskusläsionen, 69 % bei lateralen Meniskusläsionen und 98 % bei Rupturen des vorderen Kreuzbandes, gegenüber 82 %, 76 % und 99 % beim Einsatz klinischer Tests. Alioto et al. (1999) fanden bei einer Umfrage, dass bei eindeutigem Ergebnis in der klinischen Untersuchung die MRT nur in 5 % der Fälle therapierelevante Informationen brachte.

2.4 In-vitro-Kniemodelle

In der Literatur gibt es eine Vielzahl von Kniemodellen, die theoretische Aussagen über die Bewegung der Femurkondylen und der Menisken bei der Knieflexion machen (Wismans et al. 1980, O'Conner et al. 1989, Blankevoort et al. 1991, Wilson et al 1998, Haut Donahue et al. 2003). Es gibt jedoch kein Modell, welches sowohl die Wirkung der aktiven als auch der passiven Stabilisatoren vollständig berücksichtigt. Die hier vorgestellten Modelle können daher jeweils nur Teilaspekte der komplexen Kniegelenkskinematik erfassen.

O'Conner et al. (1989) zeigten in einem dreidimensionalen, mathematischen Kniegelenkmodell, dass die Kreuzbänder, das Innenband und die Gelenkflächen die passive Knieflexion führen. Die hintere Kapsel und das Außenband wurden in dieser Studie nicht berücksichtigt, da diese Strukturen nur in voller Extension gespannt sind (Kapandji et al. 1987, O'Conner et al. 1989). Bei der Knieflexion kam es in dem Modell zu einer posterioren Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau, zu einer Innenrotation der Tibia und zu einer leichten Adduktion. Wilson et al. (1998) entwickelten das Modell weiter und gaben an, dass die posteriore Translation der Femurkondylen zwischen 0° Extension und 110° Flexion für den lateralen Femurkondylus 32 mm, für den medialen Femurkondylus dagegen nur 16 mm betragen sollte. Die Innenrotation der Tibia gegenüber der epikondylären Achse der Femurkondylen sollte während der genannten Knieflexion 17° betragen.

Der Nachteil dieses Modells liegt darin, dass der Ursprung des tibialen Koordinatensystems am dorsalsten Ansatzpunkt des vorderen Kreuzbandes definiert wurde und damit aufgrund der ungenauen Positionsangabe des Tibiaursprungs Fehler von ± 5 mm bei der Translation und $\pm 5^\circ$ bei der Rotation auftreten können. Ferner wurden keine Aussagen zu der Rolle der aktiven Kniegelenksstabilisatoren getroffen.

Ein weiteres Kniemodell wurde von Pennock et al. (1990) entwickelt. Dieses basiert auf einem anatomischen Koordinatensystem mit einem Tibiaplateauschwerpunkt und den drei Hauptachsen, welche die Ausdehnung des Tibiaplateaus angeben. Darin betrachteten die Autoren alle sechs Freiheitsgrade der Kniegelenkbewegung. Für die Charakterisierung der Bewegung der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau wurde die epikondyläre Achse verwendet. Allerdings beschrieben Pennock et al. (1990) in ihrer Arbeit nur den mathematischen Aufbau ihres Kniegelenkmodells ohne Vorhersagen über das tatsächliche Translationsverhalten der Femurkondylen und der Rotation zu treffen.

2.5 Techniken zur Bestimmung der femoro-tibialen und menisko-tibialen Translation

2.5.1 Präparatestudien

Eine exakte experimentelle Messung der Translation der Femurkondylen und der Menisken gegenüber der Tibia wurde stets angestrebt. Anfänglich standen In-vitro-Studien an menschlichen Kniepräparaten im Vordergrund. Markolf et al. (1976), Fukubayashi et al. (1982) und andere führten solche Messungen der maximalen antero-posterioren Translation der Tibia jeweils vor und nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes durch. Der Vorteil gegenüber den vorhergehenden Studien war, dass Markolf et al. (1976) erstmals definierte Kräfte auf die Kniegelenkpräparate einwirken ließen. Diese Technik ermöglichte eine direkte Bestimmung der maximalen Translation der Tibia nach Dissektion des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zum vorher intakten Kniegelenk.

Fukubayashi et al. (1982) fanden bei einer nach anterior gerichteten Kraft von 150 N eine Translation der Tibia von 5 mm vor Dissektion und von 15 mm nach Dissektion des vorderen Kreuzbandes bei 30° Knieflexion. Ferner konnten sie in den In-vitro-Studien nicht nur die Translation, sondern auch die Rotation des Gelenkes und die Spannung der Bänder untersuchen (Markolf et al. 1976, Takai et al. 1993, Sakane et al. 1999). So wurden unterschiedliche Strukturen des Kniegelenks selektiv durchtrennt, um die jeweilige Funktion der entfernten Struktur aufzuzeigen. Es wurde versucht, die Einflüsse des M. quadriceps oder

der Knieflexoren zu bestimmen. Durch die Aktivierung des M. quadriceps kam es zu einer erhöhten Translation der Tibia, die sich bei gleichzeitiger Koaktivierung der Knieflexoren wieder verringerte (Draganich et al. 1987, Reuben et al. 1989, Hirokawa et al. 1992). Hirokawa et al. (1992) fanden bei 30° Knieflexion eine Zunahme der maximalen anterioren Tibiatranslation von bis zu 7 mm unter Kontraktion des M. quadriceps im Vergleich zur vorhergehenden Messung ohne Muskelaktivität. Die Applikation einer axialen Kompressionskraft verminderte hingegen die tibiale Translation bei Knieflexion (Torzilli et al. 1994, Bonnin et al. 1996, McWilliams et al. 1999). Auch die Translation der Menisken auf dem Tibiaplateau wurde an In-vitro-Modellen untersucht (Bylski-Austrow et al. 1994, Allen et al. 2000). Dabei wurde eine posteriore Translation der beiden Menisken auf dem Tibiaplateau beschrieben, wobei der Außenmeniskus weiter nach dorsal translatierte als der Innenmeniskus.

Ein Nachteil dieser Präparatestudien ist allerdings, dass es sich meist um Kniegelenke von älteren Personen handelte, die nicht dem Alter entsprachen, in dem eine Kreuzbandruptur typischerweise auftritt (ca. 30 Jahre - McLean et al. 1998). Ferner kann der gesetzte Schaden nicht durch andere Stabilisatoren, wie z. B. die Kapsel oder die Muskulatur, ausgeglichen werden (Steele et al. 1999). In der Regel wurden die verschiedenen Muskeln durch starre Seile simuliert, über welche eine Kraft appliziert wurde. Dabei konnte eine eventuelle Koaktivierung der Antagonisten nicht berücksichtigt werden (Wilk et al. 1996, Li et al. 1999, Aagaard et al. 2000), da die tatsächlichen Kräfte, die durch die neuromuskuläre Kontrolle eingeleitet werden, nicht bekannt sind. Darüber hinaus erschwert der Einsatz unterschiedlicher Testprotokolle den Vergleich verschiedener In-vitro-Studien (Beynon et al. 1998).

2.5.2 Mechanische Testgeräte

Unter In-vivo-Bedingungen besteht ein möglicher Ansatz darin, die Instabilität des Kniegelenks mit Hilfe von mechanischen Testgeräten zu bestimmen. Markolf et al. (1984) untersuchten 35 Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur mit einem solchen Gerät, bei dem sie 100 N oder 200 N Gewichtskraft mit einer Zugrichtung senkrecht zur Tibia in Anlehnung an den Lachman Test applizierten. Damit konnten sie die maximale antero-posteriore Translation unter verschiedenen Flexionswinkeln und die Rotation der Tibia bestimmen. Bei 20° Knieflexion nahm die maximale Translation der Tibia um durchschnittlich 5,5 mm nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes im Vergleich zur gesunden Gegenseite zu, bei 90° Knieflexion betrug die Zunahme 2,5 mm. Zum besseren

Vergleich der Ergebnisse wurden in späteren Studien industrielle Testgeräte, wie das Stryker Knietestgerät (Boniface et al. 1986) oder der KT-1000 (Howell 1990, Sumen et al. 1999) verwendet (siehe oben).

2.5.3 Röntgentechnik

Mit Hilfe von Röntgentechniken wurde versucht, die Auswirkungen von eingeleiteten Kräften und den Einfluss bestimmter Muskelgruppen zu ermitteln. Der Vorteil der Röntgenstereographie besteht darin, dass sie nicht invasiv ist. Smidt (1973) untersuchte an gesunden Probanden das Kniegelenk unter dem Einfluss von flektierender und extendierender Muskelkraft. Die knöchernen Strukturen wurden zweidimensional als Summationsbild zur Darstellung gebracht. Fukuta et al. (2000) verglichen die anteriore Tibiatranslation bei passiver Extension bei Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes und fanden eine Zunahme der Translation zwischen 1 mm und 4 mm gegenüber der gesunden Gegenseite.

Der Nachteil bei der Röntgentechnik ist, dass nur ein zweidimensionales Bild erzeugt werden kann, an dem keine dreidimensionale Messung möglich ist, da Projektionsfehler auftreten können. Da die Menisken im Röntgenbild nicht sichtbar sind, kann daher nur indirekt eine Aussage über deren Translation auf dem Tibiaplateau getroffen werden. Ein Nachteil der bisher beschriebenen Techniken ist auch die fehlende dynamische Komponente der Kniebewegung. Es handelt sich um statische Einzelbilder, die in ruhender Position aufgenommen und dann mit einer anderen statischen Position verglichen wurden.

Diese dynamische Komponente wurde in der Durchleuchtungstechnik (Dennis et al. 1996, Banks et al. 1997) berücksichtigt. Dabei zeigte sich bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur bei Extension eine weiter posterior gelegene Ausgangsstellung des Femurs (im Vergleich zum Tibiaplateau) verglichen mit gesunden Probanden. Bei den Gesunden hingegen zeigte der Femur bei der Knieflexion eine größere posteriore Translation. Da es sich bei dieser Technik um eine „fortwährende“ Röntgenbestrahlung handelt, entsteht eine sehr hohe Strahlenbelastung. Die Bewegung wird ebenfalls auf ein zweidimensionales Bild reduziert, da es sich wie bei den Röntgenbildern um eine Projektionstechnik handelt. Die Menisken können mit dieser Technik ebenfalls nicht visualisiert werden.

2.5.4 Externe Markersysteme

Die Verwendung externer Markersysteme ist eine weitere In-vivo-Technik, mit der die dynamische Kniebewegung visualisiert werden kann. Dabei lässt sich mit Hilfe mehrerer Hochgeschwindigkeitskameras das Knie unter Bewegung und Belastung filmen und

anschließend dreidimensional rekonstruieren. Mit Hilfe von externen, meist an der Haut fixierten Markersystemen werden entsprechende Punkte im Bewegungsablauf verfolgt. Durch einen Computer werden die von mehreren Kameras aufgenommenen Bilder zu einer dreidimensionalen Rekonstruktion zusammengesetzt. So können reelle Belastungen und Bewegungsabläufe des Kniegelenks aufgezeichnet und ausgewertet werden. Die Meniskustranslation ist jedoch auch mit diesen Techniken nicht analysierbar, da keine Marker für die Menisken auf der Körperoberfläche angebracht werden können.

Der Nachteil der Technik liegt ganz allgemein darin, dass auf Bewegungen im Inneren des Kniegelenks über Marker auf der Hautoberfläche zurückgeschlossen werden muss, da nur diese in der Computerrekonstruktion wiedergegeben werden. Dabei kann es z. B. zu erheblichen Artefakten durch Hautverschiebungen gegenüber den Knochen kommen. Beard et al. (2001) gaben den Fehler dieser Messungen mit ± 2 mm an. Andere Studien (McLean et al. 1998, Rudolph et al. 1998, Besier et al. 2001) führten keine Reproduzierbarkeitsanalysen und Fehlermessungen durch. Ikeuchi et al. (1998) versuchten, die Kniebewegungen durch am Knochen fixierte Marker exakter zu erfassen. Diese invasive Technik lässt sich jedoch nur an ausgewählten freiwilligen Versuchspersonen durchführen. Darüber hinaus wird die spontane Muskelkontraktion durch die entstehenden Schmerzen verändert.

2.5.5 Goniometermessungen

Mit Elektrogoniometern wurden ebenfalls Messungen der Translation im Kniegelenk durchgeführt, die über Messungen von Potentialschwankungen erfolgen können. Mit Goniometern werden Kniebewegungen bei aktiven Tätigkeiten wie z. B. beim Treppensteigen aufgezeichnet (Vergis et al. 1998). Dabei fanden die Autoren eine große interindividuelle Breite in der maximalen Translation (1 mm – 12 mm) und keinen Unterschied zwischen gesunden Probanden und Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur. Lediglich der Knieflexionswinkel, bei dem die maximale Translation auftrat, war bei den Kreuzbandinsuffizienten signifikant geringer $38 \pm 8^\circ$ ($44 \pm 8^\circ$). Während bei Vergis et al. (1998) die Reproduzierbarkeit mit $0,96 \pm 0,85$ mm angegeben wurde, betrug diese bei Kvist et al. (2001 a) $0,73 \pm 0,41$ mm im Vergleich zu $1,8 \pm 1,5$ mm in einer vorhergehenden Studie (Kvist et al. 1999).

2.5.6 EMG-Messungen

Häufig wurden elektromyographische Messungen (EMG) mit der Aufnahme von Hautmarkern durch Hochgeschwindigkeitskameras (Steele et al. 1999, Aagaard et al. 2000)

oder mit der Benutzung eines Goniometers (Kvist et al. 1999, 2001 a) kombiniert. Mit Hilfe der EMG-Messung wurde die Muskelaktivität bei Bewegung registriert und die jeweils aktivierte Muskelgruppe gemessen. Dabei wurde eine kompensatorische Aktivierung der Knieflexoren nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes beobachtet (Solomonow et al. 1987, Limbird et al. 1988).

Sowohl mit den Markersystemen als auch mit dem Goniometer und dem EMG können allerdings keine Aussagen über die Translation der Menisken im Kniegelenk getroffen werden.

2.5.7 Magnetresonanztomographie

Eine nahezu optimale Methode zur Darstellung der Weichteile und der Begrenzung der knöchernen Strukturen im Kniegelenk ist die Kernspintomographie (Munk et al 1989, Stähler et al. 1999). Ando et al. (1994), Todo et al. (1999) und Asano et al. (2001) nutzten die offene MRT, um die Translation der Femurkondylen bei unterschiedlichen Knieflexionswinkeln zu analysieren. Dabei translatierte der mediale Femurkondylus bei der Knieflexion entweder wesentlich geringer nach posterior als der laterale Femurkondylus oder sogar leicht nach anterior. Hill et al. (2000) fanden für den medialen Femurkondylus bei der Knieflexion von 0° bis 45° unter neuromuskulärer Kontrolle eine anteriore Translation um 4 mm, während der laterale Femurkondylus 10 mm nach dorsal translatierte. Kawahara et al. (1999) und Muhle et al. (1999) untersuchten die Meniskutranslation. Dabei translatierten bei der Knieflexion von 0° auf 90° beide Menisken nach dorsal, wobei sich die Meniskusvorderhörner weiter nach posterior als die Hinterhörner bewegten. In der Studie von Kawahara et al. (1999) translatierte der mediale Meniskus weiter nach dorsal als der laterale, in der Studie von Muhle et al. (1999) translatierte hingegen der laterale Meniskus weiter nach dorsal. Vedi et al. (1999) betrachteten die Meniskusbewegungen unter der axialen Kompressionskraft des Körpergewichts, wobei sich kein Unterschied gegenüber fehlender Kompression zeigte. In beiden Zuständen wies der Außenmeniskus bei der Knieflexion von 0° auf 90° eine größere posteriore Translation als der Innenmeniskus auf.

Der Nachteil dieser Studien ist jedoch, dass sie nur die einzelnen zweidimensionalen Schnittbilder verwendeten, um die Translation zu bestimmen, und keine dreidimensionale Analyse vornahmen. Dies führt insgesamt zu einer schlechten Reproduzierbarkeit der Messungen.

2.6 Konservative versus operative Therapie bei vorderer Kreuzbandruptur

Die optimale Therapie eines Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes wird nach wie vor kontrovers diskutiert. Sie ist abhängig von zahlreichen Begleitfaktoren und kann nicht einheitlich festgelegt werden. Dabei ist es schwierig, konservative mit operativen Methoden zu vergleichen, da die Studien an einem unterschiedlichen Patientengut (akut/chronisch) und bei unterschiedlichem Verletzungsmuster (isoliert/kombiniert) durchgeführt wurden. Auch die Operationsverfahren sind zwischen den verschiedenen Studien nur schwer vergleichbar. Deshalb kommen die Studien teilweise zu recht unterschiedlichen Ergebnissen.

Untersuchungen, die für eine operative Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur sprechen: Aufgrund der komplexen Struktur des vorderen Kreuzbandes heilt dieses nur extrem selten spontan nach einer Ruptur. Dies liegt insbesondere an der Lokalisation der Hauptrisstelle im mittleren Drittel des Ligaments, da dort keine direkte Blutversorgung vorliegt (Kennedy et al. 1974). Somit muss bei bestehender Instabilität in der Regel operativ vorgegangen werden, um eine zufriedenstellende Funktion des Bandes wiederherzustellen (Segawa et al. 2001). Gerade im Spitzensport ist oft eine arthroskopische Versorgung durch eine Kreuzbandplastik angezeigt, da es diese den Sportlern in der Regel erlaubt, das Training möglichst schnell wieder aufzunehmen. Allerdings gelingt es nur wenigen Athleten, an die Leistungen vor der Verletzung anzuknüpfen (Scavenius et al. 1999).

Der Vorteil einer Operation liegt vor allem in der besseren Versorgung von besonders instabilen Kniegelenken. Durch die Reduktion der tibialen Translation soll das Risiko einer späteren Gonarthrose vermindert werden (Hsieh et al. 1998). In der operativen Technik hat sich vor allem die Patellarsehnenplastik und die Semitendinosusplastik durchgesetzt. Gillquist et al. (1999) konnten zwar nicht zeigen, dass durch eine operative Behandlung die Osteoarthrose rate vermindert werden kann, aber die Rate der sekundären Meniskusoperationen konnte durch die Operation gesenkt werden. Die Autoren führten die Gonarthrose eher auf das initiale Trauma als auf die folgende Instabilität zurück.

Aufgrund schlechter Langzeitergebnisse bei der konservativen Therapie befürworten Scavenius et al. (1999) und Segawa et al. (2001) ebenfalls operative Verfahren. Dies begründeten sie damit, dass sie in einer retrospektiven Studie bei isolierter Ruptur des vorderen Kreuzbandes nach 7 Jahren an 33 von 45 konservativ behandelten Patienten eine signifikant höhere Translation bei einer Untersuchung mit einem Knietestgerät auf der kranken Seite ($p < 0,05$) gegenüber der gesunden Gegenseite fanden. Segawa et al. (2001)

zeigte bei 89 nicht-operierten Patienten, dass nach 12 Jahren 63 % der Patienten radiologische Zeichen einer Osteoarthrose aufwiesen. Als wichtigste Risikofaktoren dafür fanden sie eine Meniskektomie, Übergewicht und geringeres sportliches Training.

Die Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur durch eine Kniegelenksbandage führte zu keinem befriedigenden Ergebnis. Shelton et al. (1997) untersuchten die initiale Versorgung des Kreuzband-insuffizienten Kniegelenks mit einer Kniebandage bei Athleten, wobei nur 27 % mit der Bandage über mehrere Monate ihren Sport ohne Knieinstabilität durchführen konnten. Die Zahl der Folgeschäden des Meniskus lag bei 53 %. Auch bei Fujimoto et al. (2002) musste bei 8 von 31 vorderen Kreuzbandrupturen, die alle für 3 Monate mit einer Kniegelenksbandage versorgt wurden, eine Kreuzbandplastik aufgrund einer aufgetretenen Instabilität durchgeführt werden.

Untersuchungen, die gegen eine operative Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur sprechen:

Die konservative Therapie hat den Vorteil, dass der Patient ohne Operationspause mit dem Aufbau der Muskulatur als wichtigstem aktiven Stabilisator beginnen kann. Voraussetzung dafür ist allerdings ein stabiles Kniegelenk, das unter Belastung kein „Giving-way“-Gefühl hervorruft. Daher ist es wichtig, stabile und instabile Kniegelenke nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes unterscheiden zu können. Eastlack et al. (1999) gaben in ihrer Studie ein Bündel von Untersuchungen an (Kniestabilitätsscore, KT-2000, MRT), um diese Differenzierung zu erleichtern und aufgrund der Untersuchungsergebnisse nur stabile Kniegelenke konservativ zu behandeln.

Daniel et al. (1994) führten eine prospektive Studie an 292 Patienten mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes durch, wobei er konservativ und operativ versorgte Patienten miteinander verglich. 91 Patienten waren mit instabilem Kniegelenk operiert worden und 49 % davon erlitten postoperativ eine meniskale Begleitverletzung. Die radiologischen Veränderungen waren bei den operierten Patienten stärker ausgeprägt als bei den nicht-operierten Patienten. Die Patienten, die zusätzlich einer Meniskusoperation unterzogen wurden, wiesen ein höheres Arthroserisiko auf.

Maletius et al. (1999) führten eine Nachuntersuchung an 55 operierten Patienten mit einer isolierten einseitigen Kreuzbandruptur 12 und 20 Jahre nach der Operation durch. Von diesen wiesen 45 % mindestens eine Nachoperation auf Grund von sekundären Meniskusverletzungen auf. Bei 13 % der operierten Patienten kam es zu einer Ruptur der

initialen Kreuzbandplastik und deshalb zu einer erneuten Operation. Nach 20 Jahren zeigten 84 % der operierten Patienten eine leichte bis moderate Progression der Osteoarthritis.

Interessant ist in diesem Zusammenhang auch die Studie von Beard et al. (2001), der 11 Patienten vor und nach der Operation mit Hilfe einer Vicon-Camera untersuchte. Bei dynamischer Bewegung (Laufen) wurde die tibiale Translation vor und nach einer Kreuzbandoperation gemessen. Sie fanden keine Reduktion der tibialen Translation durch die Operation, sondern eine Zunahme. Beard et al. (2001) erklärten diesen Sachverhalt mit einer möglichen Relaxation der Knieflexoren, da nach der Operation eine kompensatorische Muskelkontraktion nicht mehr erforderlich ist.

Untersuchungen, die keinen Unterschied zwischen einer operativen Versorgung der vorderen Kreuzbandruptur und einer konservativen Behandlung ergaben:

Roose (1994) zeigte an 219 Fußballprofis, dass es keinen Unterschied zwischen einer operativen und konservativen Behandlung gab, da 80 % binnen 7 Jahren nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes ihre Karriere beendeten, unabhängig davon, ob sie konservativ oder operativ versorgt wurden. In der gleichen Zeit gaben aber nur 20 % der unverletzten Sportler ihre Laufbahn auf. Gillquist et al. (1999) fanden in einer Metaanalyse verschiedener Langzeitstudien heraus, dass bei allen Studien – unabhängig davon, ob eine konservative oder operative Versorgung vorgenommen wurde – nach 15 bis 20 Jahren eine Gonarthrose am verletzten Knie über den Beobachtungszeitraum gegenüber der gesunden Seite auftrat. Allerdings zeigten diese Längsschnittstudien, dass die Gonarthrose bei geringen klinischen Beschwerden nur langsam fortschritt oder auf einem stabilen Stand verharrte.

3. Fragestellung

Das Ziel der vorgelegten Studie war, eine Technik für die dreidimensionale Analyse der Translation des Kniegelenks unter Verwendung der offenen MRT zu entwickeln. Mit diesem Verfahren soll die femoro-tibiale und menisko-tibiale Translation bestimmt werden. Der besondere Schwerpunkt liegt dabei auf der Analyse der Unterschiede in der Translation zwischen Kreuzband-defizienten und gesunden Kniegelenken bei Einleitung antagonistischer Muskelkräfte (Flexoren/Extensoren).

Es sollen die folgenden konkreten Fragen beantwortet werden:

1. Wie reproduzierbar sind das Tibiakoordinatensystem und die Messungen der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimaldistanzen in der offenen MRT mit zwei unterschiedlichen Bildbearbeitungstechniken?
2. Wie groß ist die physiologische Translation der Menisken und der Femurkondylen bei der Kniebeugung von 30° auf 90° bei gesunden Kniegelenken?
3. Wie ändert sich die Position der Menisken und Femurkondylen durch den Einfluss von flektierender gegenüber extendierender Muskelaktivität?
4. Welcher Unterschied besteht zwischen den gesunden Kniegelenken und den Kniegelenken mit vorderer Kreuzbandruptur?
5. Sind sekundäre Verletzungen der Meniskushinterhörner nach einer vorderen Kreuzbandruptur durch eine vermehrte posteriore Translation der Femurkondylen erklärbar?

4. Material und Methode

4.1 Probanden

An 10 freiwilligen Probanden (7 Männer, 3 Frauen) wurde eine magnetresonanztomographische Untersuchung beider Kniegelenke durchgeführt. Die Probanden waren zwischen 23 Jahre und 37 Jahre alt (Mittelwert $31 \pm 5,4$ J). Jeder Proband wies eine unilaterale Ruptur des vorderen Kreuzbandes auf (6 links, 4 rechts). Das Trauma lag bei 6 Patient(inn)en mehr als 2 Jahre zurück (bis maximal 72 Monate), bei den anderen 4 Patient(inn)en weniger als 16 Monate (Tabelle 4.1). Die Diagnose einer einseitigen vorderen Kreuzbandruptur ohne Begleitverletzungen wurde bei allen Patienten mittels Arthroskopie gesichert. Die durchgeführten Hochfeld-MRT-Aufnahmen bestätigten die isolierte Ruptur des vorderen Kreuzbandes ohne Anhalt für eine Arthrose. Ferner bestand kein Hinweis für einen Meniskusschaden.

Das kontralaterale Knie hatte bei allen Patienten noch nie ein Trauma erlitten, war schmerzfrei, voll beweglich und gut trainiert. Alle Probanden hatten sich einem physiotherapeutischen Aufbautraining unterzogen und die Verletzung soweit kompensiert, dass sie im Alltag beschwerdefrei sind. Sie sind Mitglieder in Sportvereinen und betreiben dort regelmäßig Sport.

Bei der klinischen Untersuchung zeigte sich an dem betroffenen Knie bei allen Patienten ein positiver Lachman Test, eine vordere Schublade und ein positives Pivot-Shift Phänomen. Ein Anhalt für pathologische Veränderungen der Seitenbänder, der Menisken, des hinteren Kreuzbandes oder des Knorpels ergab sich bei der klinischen Untersuchung jedoch nicht.

Proband	Geschlecht	Alter(J)	Größe(cm)	Gewicht(kg)	BMI(kg/m ²)	Alter der Ruptur(M)	Seite
1	w	27	162	60	22,8	33	L
2	m	37	186	80	23,1	28	R
3	m	37	179	75	23,4	36	R
4	w	28	180	88	27,1	70	L
5	m	36	178	75	23,6	72	L
6	m	36	167	59	21,1	6	L
7	m	33	184	83	24,5	26	L
8	m	23	181	75	22,9	10	R
9	m	28	178	75	23,7	6	L
10	w	25	170	64	22,1	16	R
Mittelwert	-	31	176,5	73,4	23,43	30,3	6L, 4R
SD	-	$\pm 5,4$	$\pm 7,7$	$\pm 9,6$	$\pm 1,6$	± 24	-
CV%	-	17,3	4,3	13,1	6,8	79,1	-

Tabelle 4.1: Daten zu den untersuchten Probanden (m = männlich, w = weiblich, BMI = body mass index = Gewicht/Größe², SD = Standardabweichung, CV% = Variationskoeffizient)

4.2 Bildgebung

Offene Magnetresonanztomographie

Die Bildgebung erfolgte in einem offenen-MRT-System (Magnetom-Open, Siemens, Erlangen) des Universitätsklinikums Großhadern (Ludwig-Maximilians-Universität München). Das System wies eine Feldstärke von 0,2 Tesla auf. Zum Einsatz kam eine offene Ringspule (16s). Das Untersuchungsprotokoll beinhaltete eine parallel zur Ausrichtung des vorderen Kreuzbandes orientierte, sagittale, T1-gewichtete 3D-Gradienten-Echo-Sequenz (TR 16,1 ms, TE 7,0 ms, Flipwinkel 30°). Die Schichtdicke betrug 1,88 mm und das Bildfeld 220 mm x 220 mm. Bei einer Bildmatrix mit 128 x 256 Bildpunkten ergab sich eine Auflösung in der Bildebene von 0,86 mm x 1,72 mm (Abbildung 4.1). Die Akquisitionsdauer zur Bilddatenerfassung unter Verwendung dieser 3D-Technik betrug 4 Minuten 28 Sekunden. Während dieser Zeit musste das Kniegelenk ruhig gehalten werden, um Bewegungsartefakte zu vermeiden.



Abbildung 4.1: MRT des rechten Kniegelenks in 30° Flexionsstellung unter Verwendung einer T1 gewichteten 3D-Gradienten-Echo-Sequenz

Das offene MRT-Gerät wurde gewählt, weil dadurch die Untersuchung der Kniegelenke der Patienten in unterschiedlichen Flexionsstellungen möglich war. Das betroffene und das kontralaterale Kniegelenk wurden jeweils in 30° und 90° Knieflexion unter zwei entgegengerichteten Krafrichtungen untersucht. Insgesamt wurden also pro Kniegelenk vier MRT-Datensätze erhoben.

Zur Durchführung der Messung wurden die Patienten auf die Seite gelagert. Die Position des Knieflexionswinkels (30° und 90°) wurde mittels einer speziellen Positionierungsschiene eingestellt und während der gesamten Messzeit kontrolliert. Während der Akquisitionsdauer berührten die Probanden mit dem Fuß eine an der Positionierungsschiene angebrachte Platte, um eine konstante Flexionsstellung beizubehalten und Bewegungsartefakte während der Muskelanspannung zu vermeiden. Zusätzlich wurde der gewünschte Flexionswinkel mit Hilfe eines Lokalizers in sagittaler und axialer Schnitfführung vor der jeweiligen Messreihe, sowie retrospektiv anhand von der 3D-Darstellungen überprüft. Durch die Lagerung des zu messenden Kniegelenks auf die Positionierungsschiene konnte auch eine willkürliche Rotation der Tibia verhindert werden (Abbildung 4.2).



Abbildung 4.2: Positionierung eines Probanden in der offenen-MRT

In beiden Positionen (30° und 90° Flexion) wurde jeweils ein 3 kg schweres Gewicht über eine Umlenkrolle mit senkrechter Zugrichtung zur Unterschenkelschaftachse angebracht (Abbildung 4.3). Der Ansatzpunkt der Kraft lag 5 cm proximal der Malleolengabel. Die Kraft

wurde mit Hilfe eines Gurtes und einer Nylonschnur über eine Umlenkrolle ausgeübt. In der ersten Messreihe wies die Kraft eine extendierende Zugrichtung auf. Dabei kam es zu einer isometrischen Kontraktion der Kniegelenksflexoren (M. biceps femoris, M. semitendinosus, M. semimembranosus). Bei der zweiten Messreihe wies die Kraft bei gleicher Knieposition eine um 180° gedrehte Zugrichtung auf und erforderte eine isometrische Kontraktion der Kniegelenksextensoren (M. quadriceps femoris). Diese isometrische Kontraktion wurde durch vorausgegangene EMG Untersuchungen für den M. quadriceps, den M. biceps femoris und den M. semitendinosus verifiziert. Dabei konnte eine konstante Aktivität dieser Muskeln ohne Ermüdungszeichen während der Bildakquisition nachgewiesen werden.

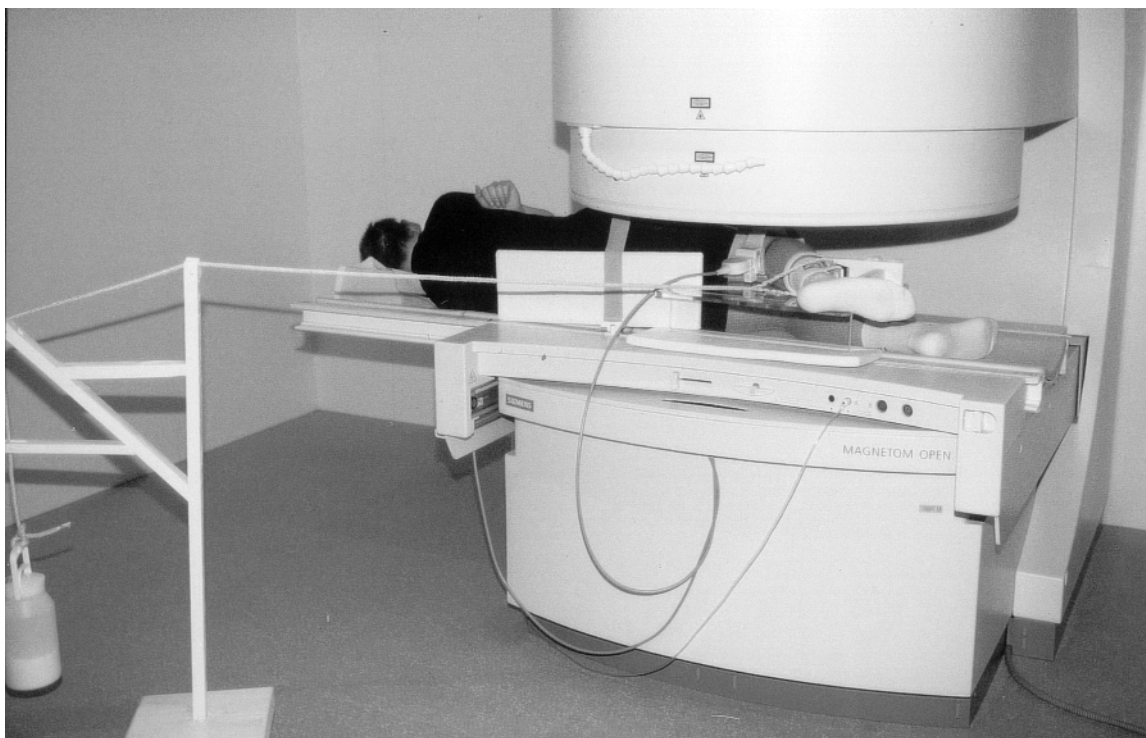


Abbildung 4.3: Proband im offenen MRT Gerät

Das Studiendesign wurde von der Ethikkommission geprüft. Vor der Kernspinuntersuchung wurden alle Beteiligten schriftlich über die Art der Untersuchung und das Ziel der Studie aufgeklärt, die ihr schriftliches Einverständnis daraufhin bekundeten.

4.3 Digitale Bildverarbeitung

Nach der Akquisition wurden die Bilddatensätze auf ein Parallelrechensystem (Octane Duo, Silicon Graphics, Mountain View, Kalifornien, USA) mit zwei Hochleistungsgraphiksystemen (Infinite Reality) übertragen. Aus den Bilddatensätzen erfolgte zunächst die

halbautomatische Segmentierung der knöchernen Struktur des Femurs und der Tibia (Abbildung 4.4) und anschließend des medialen und lateralen Meniskus. Die Segmentierung wurde mit einem „Region-Growing“ Algorithmus vorgenommen, welcher die Differenz der Grauwerte für die Berechnungen heranzieht (Haubner et al. 1997). Danach wurden die Bilddatensätze trilinear interpoliert (Abbildung 4.5) und schließlich eine dreidimensionale Rekonstruktion der genannten Strukturen durchgeführt. Anhand einer 3D-Euklidischen Distanztransformation war es danach möglich, minimale Distanzen zwischen den Strukturen im dreidimensionalen Raum unabhängig von der ursprünglichen Schichtebene zu berechnen (Stammberger et al. 1999). Hierbei wurden auf der Grundlage binärer Volumendaten Distanzkarten erstellt; anschließend breitete sich von jedem segmentierten Voxel eines Objekts eine Wellenfront über die gesamte 3D-Karte aus. Diese ermöglichte es, die minimale räumliche Distanz zwischen Objekten zu bestimmen.

Für die exakte Auswertung der tatsächlichen Translation der Strukturen in vivo setzten wir zuerst eine Hinterkantentechnik ein, d. h. wir führten die Berechnungen mit der dorsalen Begrenzung der Femurkondylen durch. In einem zweiten Entwicklungsschritt wurde dann jeweils ein Halbzylinder an die dorsale Begrenzung der medialen und lateralen Femurkondyle angepasst. Die Verbindung dieser Zylindermittelpunkte bestimmte die epikondyläre Achse. Diese ermöglichte uns eine präzisere Messung der Rotation und Translation der Femurkondylen.



Abbildung 4.4: Segmentierung der Tibia

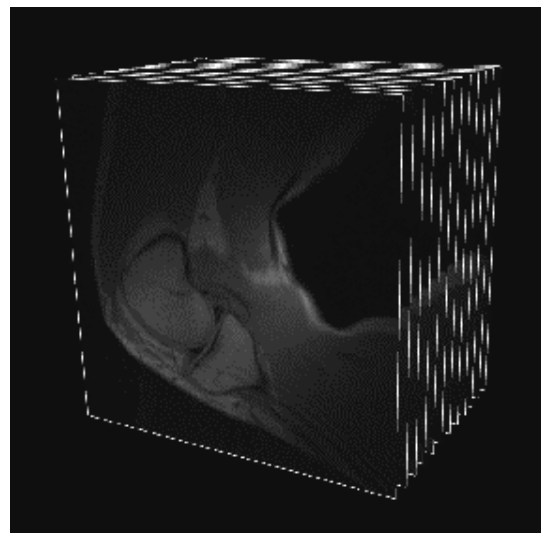


Abbildung 4.5: Stapelinterpolation

4.4 Hinterkantentechnik

Bei der Hinterkantentechnik wurde zur Quantifizierung der Translation des Femurs und des Innen- und Außenmeniskus zunächst die Gelenkfläche des Tibiaplateaus in ein mediales und ein laterales Kompartiment getrennt. Dabei erfolgte die Orientierung am Gelenkknorpel unter Aussparung der Regio intercondylaris (Abbildung 4.6). Die Gelenkflächen wurden jeweils am dreidimensional rekonstruierten Objekt überprüft. Basierend auf den ermittelten Flächen wurde der jeweilige Tibiaplateauschwerpunkt analysiert (Abbildung 4.7). Die Ausrichtung des jeweiligen Tibiaplateaus wurde durch eine 3D-Hauptachsentransformation bestimmt. Dabei wurden für das mediale und das laterale Tibiaplateau getrennt drei Hauptachsen bestimmt, die das jeweilige Tibiaplateau definieren. Sie zeigten den maximalen Abstand in medial-lateraler, in antero-posteriorer und senkrecht dazu in cranial-caudaler Richtung.

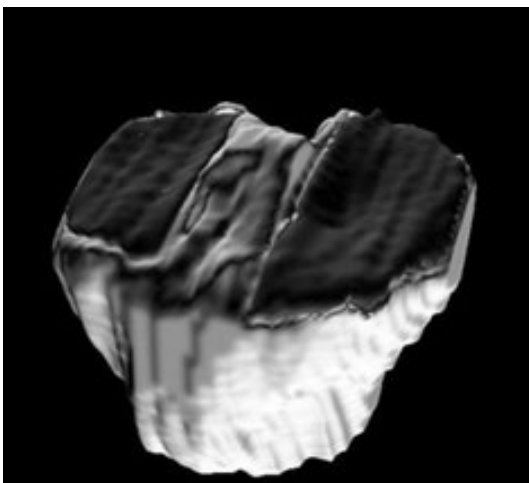


Abbildung 4.6: Rekonstruiertes Tibiaplateau

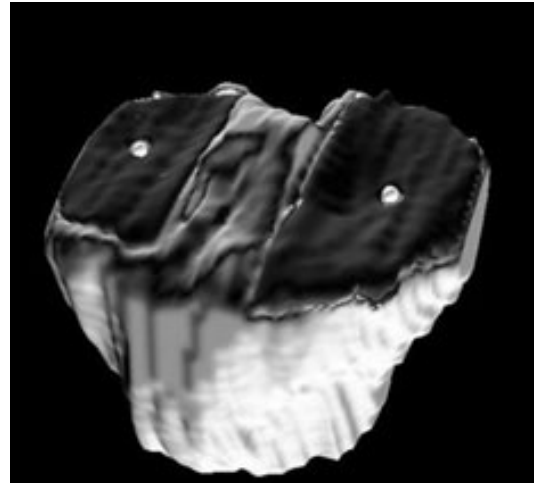


Abbildung 4.7: Tibiaplateauschwerpunkte

Die Schwerpunkte dienten als Referenzpunkte für die Berechnung der Distanz zum jeweiligen Meniskushinterhorn und zur Hinterkante der entsprechenden Femurkondyle in der Ebene des Tibiaplateaus. Der laterale Tibiaplateauschwerpunkt diente beispielsweise als Referenzpunkt für den Außenmeniskus und für die Hinterkante des lateralen Femurkondylus.

Bei den Menisken wurde jeweils die Hinterkante des Meniskushinterhorns in allen Schichten interaktiv markiert und die Schwerpunktachse der Meniskushinterkante mit Hilfe einer 3D-Hauptachsentransformation bestimmt (Abbildung 4.8). Für die Ermittlung der Translation war es aufgrund der Keilform der Menisken nicht möglich, den gesamten Meniskus für die Berechnung der Translation heranzuziehen, da aufgrund des schlechteren Grauwertkontrastes im medialen Randbereich der Menisken nicht genau abgegrenzt werden konnte, wo der Meniskus auf dem Tibiaplateau endet. Durch die ungenauere Bestimmung der

Messung war diese nicht exakt reproduzierbar und wurde deshalb verworfen. Die Meniskushinterkante der Meniskushinterhörner hingegen konnte präzise in allen Schichtbildern identifiziert und aufgrund ihrer klar begrenzten Struktur reproduzierbar abgebildet werden.

Mit der gleichen Methode wurden auch an den Femurkondylen die am weitesten dorsal gelegenen Bildpunkte der knöchernen Strukturen segmentiert und die Hauptachse bestimmt (Abbildung 4.9).



Abbildung 4.8: Meniskushinterkante

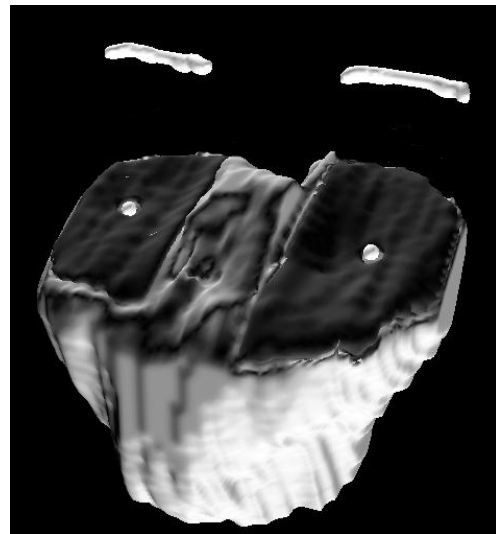
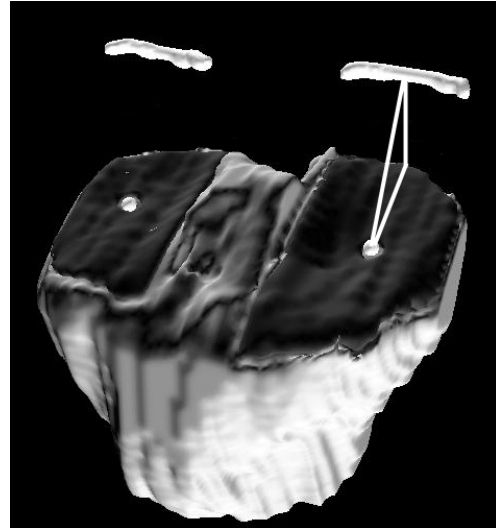


Abbildung 4.9: Femurkondylenhinterkante

Basierend auf der 3D-Euklidischen Distanztransformation erfolgte dann die Minimaldistanzberechnung zwischen dem Schwerpunkt des medialen Tibiaplateaus und der Hinterkante des medialen Meniskushinterhorns (Abbildung 4.10) bzw. der knöchernen Hinterkante des medialen Femurkondylus (Abbildung 4.11). Danach wurde die Minimaldistanz zwischen der Hinterkante des Außenmeniskushinterhorns bzw. der Hinterkante des lateralen Femurkondylus und dem lateralen Schwerpunkt des Tibiaplateaus berechnet. Als Minimaldistanzen wurden die Projektionen der reellen Strecken in die Ebene des Tibiaplateaus betrachtet, da die Länge dieser Distanzen unabhängig von der Höhe der segmentierten Struktur war. Dieser kürzeste Abstand in der Ebene des Tibiaplateaus zwischen zwei Strukturen wurde dann als Minimaldistanz definiert.



Abbildung 4.10: Minimaldistanz MeniskusAbbildung



4.11: Minimaldistanz Femurkondylus

4.5 Epikondyläre Achsenteknik

Die Hinterkantentechnik erlaubt uns nur bedingt, die Rotation der Femurkondylen gegenüber der Tibia zu berücksichtigen, da die dorsale knöcherne Begrenzung des Femurkondylus bei der Knieflexion durch jeweils andere Anteile des Knochens repräsentiert wird. Um die Rotationsachse reproduzierbar in allen Gelenkstellungen auffinden zu können, verwendeten wir in diesem Schritt nun die epikondyläre Achsenteknik. Durch die automatische Bestimmung der epikondylären Achse konnten auf mehrere manuell durchzuführende Arbeitsschritte und auf die Koordinatentransformationen verzichtet werden. Da sich diese Technik aufgrund der präziseren Ermittlung der Femurkondylenachse und der exakten Messung der Rotation gegenüber der Hinterkantentechnik als überlegen erwies, werden im Ergebnisteil nur die mit dieser Methode ermittelten Daten angegeben.

Als Grundlage für die Berechnungen diente bei der epikondylären Achse ein lokales Koordinatensystem, dessen Ursprung der Schwerpunkt des gesamten Tibiaplateaus unter Einschluss der Regio intercondylaris darstellt (Abbildung 4.12). Zur Berechnung des Koordinatensystems wurde das Tibiaplateau virtuell von der restlichen Tibia isoliert und der Schwerpunkt mit den drei Hauptachsen des Tibiaplateaus berechnet. Dabei stellte die größte Ausdehnung in medial-lateraler Richtung die erste Hauptachse, die Ausdehnung in antero-posteriorer Richtung die zweite Hauptachse und die in cranial-caudaler Richtung die dritte Hauptachse dar. In einem letzten Schritt wurde die Tibia mit ihrem Schwerpunkt dreidimensional rekonstruiert. Das Koordinatensystem diente dazu (1) die Position und (2) den Betrag sowie die Richtung der Translation der Femurkondylen und der Menisken relativ zum Tibiaplateauschwerpunkt zu berechnen.

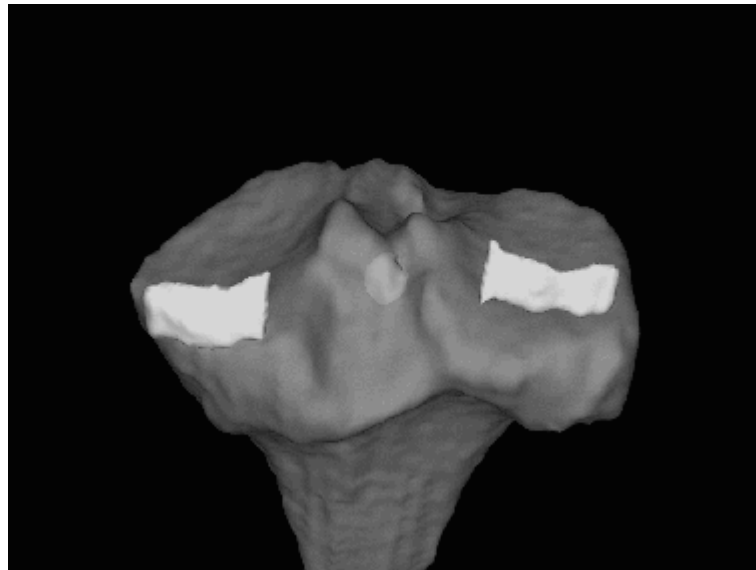


Abbildung 4.12: Rekonstruierter Tibiaplateauschwerpunkt mit dargestellter Hinterkante der Meniskushinterhörner (Ansicht von dorsal)

Dieses Koordinatensystem basierte somit auf der räumlichen Orientierung des Tibiaplateaus, unabhängig von der Lage des Kniegelenks bei der Bilddatenakquisition. Um quantitative Aussagen über die Position und Translation des Femurkondylus machen zu können, wurde bei diesem Ansatz die epikondyläre Achse wie folgt berechnet:

Der Durchmesser jeder Femurkondyle wurde definiert als die größte Voxelausdehnung der segmentierten Datenmenge in z-Richtung (medial/lateral). Aufgrund der sagittalen Ausrichtung der Schnittführung erschien ein Summationsbild, welches alle segmentierten Schichten des Femurkondylus in z-Richtung enthielt. Der dorsale Anteil des Femurkondylus bildete sich im Summationsbild zweidimensional als ein Teil eines Kreises ab (Kurosawa et al. 1985, Elias et al. 1990, Siu et al. 1996, vgl. Abbildung 4.13 a), dreidimensional erschien er als ein Teil eines Zylinders. Der Mittelpunkt des Kreises (2D) und des Zylinders (3D) ist von der Knieflexion relativ unabhängig und wurde deshalb als Referenzpunkt für den medialen und lateralen Zylinder herangezogen. Die Verbindungslinie des medialen und lateralen Zylindermittelpunkts stellt die epikondyläre Achse dar. Da die Regio intercondylaris des Femurkondylus nicht in die Berechnung mit eingeschlossen werden durfte, wurde die gesamte Breite der Femurkondylen in z-Richtung in 3 Teile unterteilt. Um jeweils einen Halbzylinder zu adaptieren, wurden für den medialen und den lateralen Femurkondylus jeweils 35 % der gesamten Breite festgelegt. Die mittleren 30 % der Femurbreite (Regio intercondylaris) wurden von der Berechnung ausgeschlossen. Dieser Schritt war notwendig, weil in der Regio intercondylaris kein Zylinder an den Femur gefittet werden konnte und ansonsten die ermittelten Radien zu klein ausgefallen wären.

Um die Mittelpunkte der Femurkondylenzylinder bestimmen zu können, wurden die Berechnungen jeweils für den medialen und den lateralen Femurkondylus getrennt durchgeführt, da diese etwas unterschiedliche Radien aufwiesen. Für die Berechnung der beiden Halbzylinder musste zuerst die äußere Begrenzung der segmentierten Femurkondylen bestimmt werden. Dazu wurde in jeder sagittalen Schicht jeder segmentierte Punkt mit seinen 4 Nachbarpunkten verglichen und binär von dem originalen MR-Grauwert subtrahiert. Anschließend wurde eine 2D-Euklidische Distanztransformation der Begrenzungslinie des Femurkondylus durchgeführt. Dafür wurde in jeder sagittalen Schicht die Distanz der Femurkondylenbegrenzung zum Mittelpunkt des Femurhalbzylinders errechnet. Der Grauwert der euklidischen Distanz korrespondiert mit der knöchernen Begrenzung des Femurkondylus. Diese einzelnen Distanzkarten wurden schließlich zu einer Summationskarte zusammengeführt und auf dem Bildschirm in einem Anwenderfenster visualisiert (Abbildung 4.13 a). In dieser dargestellten Summationskarte konnte der Benutzer nun interaktiv einen zentralen Startpunkt platzieren und den zu erwartenden Radius vorgeben (Abbildung 4.13 b). Diese Eingabe beschleunigte den Rechenprozess ohne jedoch die Ergebnisfindung zu beeinflussen. Die durch den Mittelpunkt und den Radius definierte Fläche legt das Gebiet fest, in welchem der Computer 36 Halbkreise mit unterschiedlichem Radius in 10° Schritten anpasste (Abbildung 4.13 c). Diese einzelnen Halbkreise wurden bilinear interpoliert und summiert. Auf diese Weise wurde der Halbkreis mit der geringsten Distanz zu der vorgegebenen Femurkondylenbegrenzung gefunden.

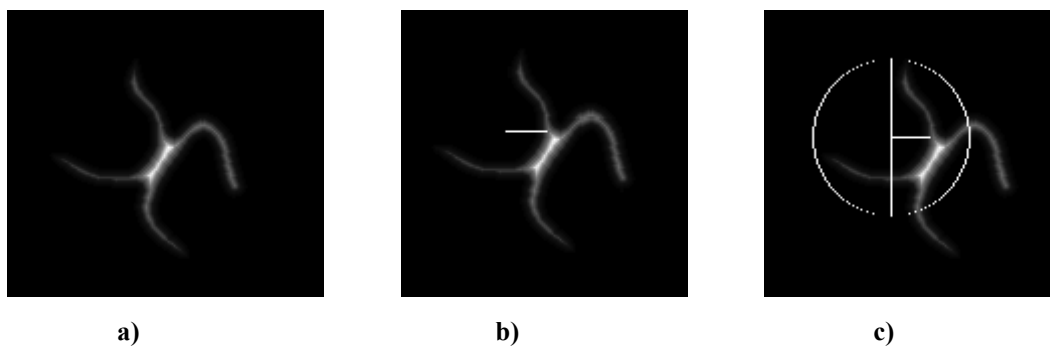


Abbildung. 4.13 a-c: Schritte zur Berechnung der Femurkondylenzylinder a) Summationsbild einer Femurkondyle und der Tibia b) interaktiv platzierter Mittelpunkt und zu erwartender Radius c) nach dem optimalen Halbkreis abgesuchtes Areal

Die in jeder Schicht gefundenen Halbkreise wurden aufsummiert. Dabei wurde ein medialer und ein lateraler Halbzylinder ermittelt, die definitionsgemäß jeweils eine Breite in z-Richtung von 35 % der gesamten Femurkondylenbreite aufwiesen. Aus beiden Femurkondylenzylinder wurden nun jeweils die Schwerpunkte jedes Zylinders vom

Computer errechnet und diese mit einer Geraden verbunden. Diese Gerade entsprach der epikondylären Achse und diente als Grundlage für eine quantitative Berechnung der Translation und der Rotation der Femurkondylen. Der Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) definiert den Punkt, der nahezu unabhängig von der Rotation der Femurkondylen bei der Knieflexion ist (Abbildung 4.14 a, b).

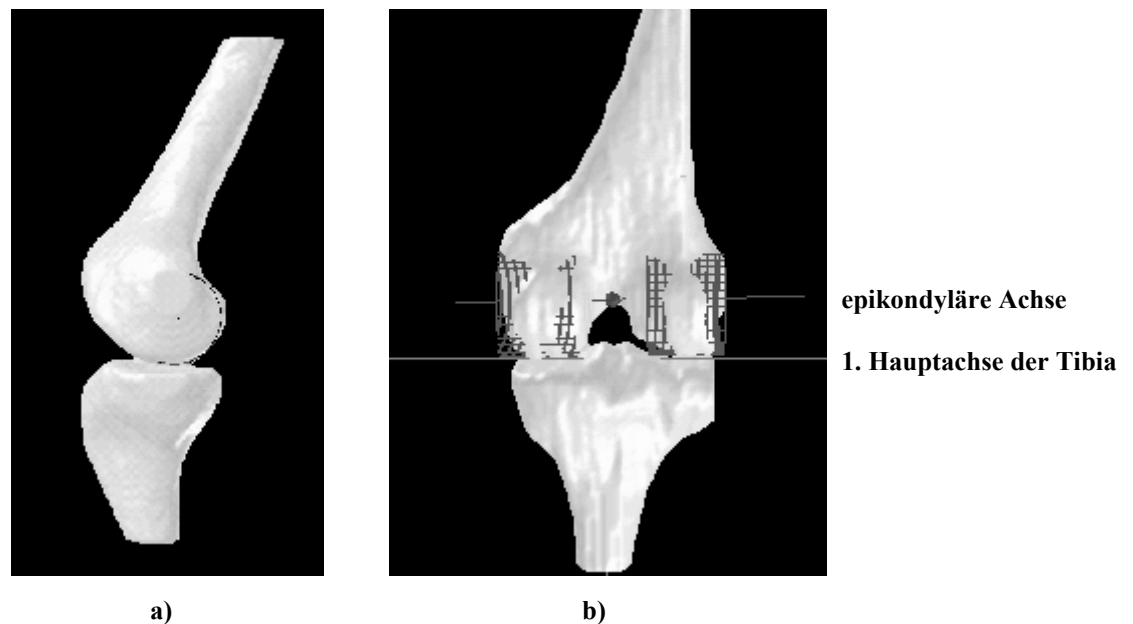


Abbildung 4.14 a, b: a) laterale Ansicht und b) dorsale Ansicht der Femurzyylinder, der epikondylären Achse mit ihrem Mittelpunkt und der ersten Hauptachse der Tibia

Bei der Berechnung der Translation für den medialen und lateralen Meniskus konnte eine vergleichbare Technik nicht verwendet werden, da sich keine reproduzierbare geometrische Struktur an die Menisken anpassen ließ, welche für die Translationsberechnung herangezogen werden konnte. Daher verwendeten wir für die Menisken die oben beschriebene Hinterkantentechnik. Wir übernahmen die segmentierten Daten der dorsalen Kante der Meniskushinterhörner und übertrugen sie in das Tibiakoordinatensystem, dessen Ursprung der Tibiaplateauschwerpunkt darstellte.

Schließlich wurde die Bestimmung der Minimaldistanzen durchgeführt. Die Minimaldistanz wurde wie bei der Hinterkantentechnik definiert als kürzester Abstand zwischen der jeweiligen Struktur und der ersten Hauptachse (x-Achse, medial-laterale Ausdehnung) in der Ebene des Tibiaplateaus. Die Minimaldistanzen wurden für die Innen- und Außenmeniskushinterhörner, für den Mittelpunkt des medialen und lateralen Femurkondylenzylinders und für den Mittelpunkt der epikondylären Achse bestimmt. Der Vergleich der Minimaldistanzen in den beiden gemessenen Knieflexionsstellungen (30° und 90°) ermöglichte uns die Bestimmung der Translation für den Innen- und Außenmeniskus und

für die Femurkondylen bei der Knieflexion von 30° auf 90°. Ebenso ermöglichte uns der Vergleich der Minimaldistanzen zwischen extendierender und flektierender Muskelaktivität, den Einfluss der Muskulatur auf die Position der Menisken und Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bei 30° und bei 90° Knieflexion zu bestimmen.

In der Abbildung (Abbildung 4.15) sind zusammenfassend alle Strukturen dargestellt, aus welchen die folgenden Minimaldistanzen bestimmt wurden:

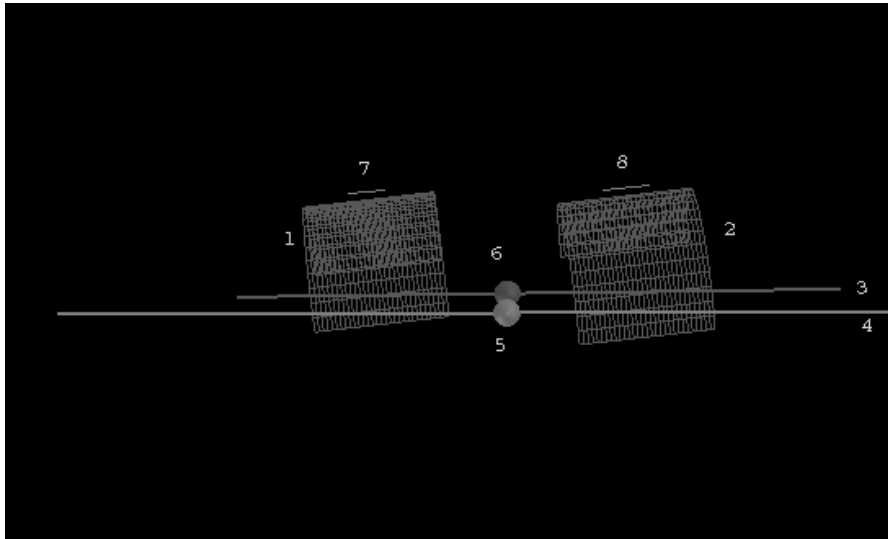


Abbildung 4.15: Schematische Position der Strukturen im Kniegelenk. 1=med. Femurkondylus; 2=lat. Femurkondylus; 3=epikondyläre Achse; 4=Hauptachse der Tibia; 5=Tibiaplateau-Schwerpunkt; 6=Mittelpunkt epikondylären Achse, 7=med. Meniskushinterkante, 8=lat. Meniskushinterkante

1. Mittelpunkt des medialen Femurkondylus (1) zur Hauptachse der Tibia (4)
2. Mittelpunkt der medialen Meniskushinterkante (7) zur Hauptachse der Tibia (4)
3. Mittelpunkt des lateralen Femurkondylus (2) zur Hauptachse der Tibia (4)
4. Mittelpunkt der lateralen Meniskushinterkante (8) zur Hauptachse der Tibia (4)
5. Rotation der epikondylären Achse (3) relativ zur Hauptachse der Tibia (4)
6. Mittelpunkt der epikondylären Achse (6) zum Tibiaplateauschwerpunkt (5)

4.6 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Programms „BMDP Statistical Software Inc.“ (Los Angeles, CA, USA) in Zusammenarbeit mit Hr. W. Tirsch (GSF, Neuherberg) durchgeführt. Zuerst wurde eine Drei-Faktoren-Varianzanalyse vorgenommen (Bortz 1999). Als universales Testverfahren beschreibt die Varianzanalyse den Einfluss von drei unabhängigen Variablen auf eine definierte abhängige Variable. In dieser Studie waren die drei unabhängigen Variablen:

1. die Translation von 30° auf 90°
2. der Positionsunterschied zwischen flektierender und extendierender Muskelaktivität
3. der Unterschied zwischen der Position der Strukturen im Kreuzband-defizienten und im kontralateral gesunden Kniegelenk.

Die abhängigen Variablen waren jeweils der Innenmeniskus, der Außenmeniskus, der mediale Femurkondylus, der laterale Femurkondylus und die Rotation.

Das Signifikanzniveau wurde mit 5 % festgelegt. Um diese Ergebnisse zu präzisieren wurde anschließend für alle signifikanten Ergebnisse ein gepaarter T-Test durchgeführt.

5. Ergebnisse

5.1 Reproduzierbarkeit des Tibiakoordinatensystems und der Messungen der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimaldistanzen in der offenen MRT mit zwei unterschiedlichen Bildbearbeitungsmethoden.

Die Reproduzierbarkeit der Studie wurde sowohl für die Hinterkantentechnik als auch für die epikondyläre Achsentechnik durchgeführt. Die Bestimmung der Intra-Observer-Reproduzierbarkeit wurde an einem Probanden durchgeführt, der eine Kniegelenkstellung (30° Knieflexion mit extendierender Muskelaktivität) sechsmal hintereinander einnahm. Zwischen den Messungen verließ der Proband das Gerät und die Positionierung wurde jeweils neu vorgenommen. Insgesamt wurden sechs Rohdatensätze für den Probanden generiert. Anschließend wurde das Kniegelenk gemäß der beiden Techniken jeweils sechsmal segmentiert und alle nachfolgenden Schritte und Berechnungen ebenfalls sechsmal durchgeführt. Die Werte für den Tibiaplateauschwerpunkt und der femoro-tibialen und menisko-tibialen Minimaldistanzen wurden miteinander verglichen. Bei beiden Techniken ergaben sich für die Wiederholungen eine sehr hohe Reproduzierbarkeit mit Variationskoeffizienten zwischen 0,8 % und 4,9 %.

Bei der Hinterkantentechnik ergab sich für die Berechnung der einzelnen x, y und z Koordinaten der jeweiligen Tibiaplateauschwerpunkte eine Standardabweichung (SD) von 0,01 mm bis 0,21 mm lateral und 0,06 mm bis 0,34 mm medial (Tabelle 5.1). Die Reproduzierbarkeit der menisko-tibialen Minimaldistanzen wies eine SD von 0,14 mm (CV% = 0,84 %) für den Außenmeniskus und eine SD von 0,20 mm (CV% = 0,86 %) für den Innenmeniskus auf. Für die femoro-tibiale Distanz betrug die SD medial 0,33 mm (CV% = 1,3 %) und lateral 0,37 mm (CV% = 2,1 %) (Tabelle 5.2).

Messung	lateraler Schwerpunkt der Tibia			medialer Schwerpunkt der Tibia		
	x	y	z	x	y	z
1	110,10	75,57	97,22	112,03	73,99	40,94
2	110,71	75,58	97,28	111,93	73,84	40,02
3	110,62	75,59	97,30	112,02	73,85	40,01
4	110,59	75,59	97,29	111,84	73,83	40,01
5	110,50	75,59	97,37	111,81	73,83	40,06
6	110,70	75,60	97,29	112,02	73,85	40,06
Mittelwert	110,54	75,59	97,29	111,94	73,87	40,18
SD	0,21 mm	0,01 mm	0,04 mm	0,09 mm	0,06 mm	0,34 mm

Tabelle 5.1: Reproduzierbarkeit der Koordinaten des medialen und lateralen Tibiaplateauschwerpunktes [mm] (SD = Standardabweichung)

Messung	IM	AM	Fem. med	Fem. lat
1	22,50	17,15	25,60	18,44
2	22,95	16,88	25,62	18,11
3	22,50	17,10	25,51	17,60
4	22,86	16,81	25,65	17,79
5	22,44	16,76	24,82	17,41
6	22,57	16,94	25,01	17,47
Mittelwert	22,64	16,94	25,37	17,80
SD	0,20 mm	0,14 mm	0,33 mm	0,37 mm
CV%	0,86 %	0,84 %	1,29 %	2,06 %

Tabelle 5.2: Reproduzierbarkeit der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimalabstände [mm] (IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus, Fem. med = mediale Femurkondylenhinterkante, Fem. lat. = laterale Femurkondylenhinterkante, SD = Standardabweichung, CV% = Variationskoeffizient)

Bei Anwendung der epikondylären Achsentechnik ergab sich für die Reproduzierbarkeit des Tibiakoordinatensystems eine SD von 0,04 mm bis 0,22 mm (Tabelle 5.3). Die Reproduzierbarkeit der menisko-tibialen Minimalabstände wies eine SD von 0,26 mm (CV% = 0,8 %) für den Außenmeniskus und eine SD von 0,17 mm (CV% = 1,6 %) für den Innenmeniskus auf. Für die femoro-tibiale Distanz ergab sich für den Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) eine SD von 0,12 mm (CV% = 4,87 %) (Tabelle 5.4). Die Reproduzierbarkeit bei Verwendung der epikondylären Achsentechnik erwies sich damit derjenigen bei Verwendung der Hinterkantentechnik als vergleichbar.

Messung	Schwerpunkt der Tibia		
	x	y	z
1	111,95	75,92	42,00
2	112,32	75,82	42,24
3	112,28	75,84	42,15
4	112,38	75,87	42,10
5	112,50	75,92	42,23
6	112,57	75,92	42,22
Mittelwert	112,33	75,88	42,16
SD	0,22 mm	0,04 mm	0,09 mm

Tabelle 5.3: Reproduzierbarkeit der Koordinaten des medialen und lateralen Tibiaplateauschwerpunktes [mm] (SD = Standardabweichung)

Messung	IM	AM	MEA
1	21,75	16,22	2,49
2	22,11	16,06	2,57
3	21,76	16,15	2,54
4	22,08	16,28	2,61
5	21,76	16,23	2,29
6	21,95	16,80	2,39
Mittelwert	21,90	16,29	2,48
SD	0,17 mm	0,26 mm	0,12 mm
CV%	0,77 %	1,60 %	4,87 %

Tabelle 5.4: Reproduzierbarkeit der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimalabstände [mm] (IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus, MEA = Mittelpunkt der epikondylären Achse, SD = Standardabweichung, CV% = Variationskoeffizient)

5.2 Die physiologische Translation der Menisken und der Femurkondylen beim gesunden Kniegelenk

Als Ausgangsbasis für die Berechnung der Translation bei der epikondylären Achsenteknik dienten die Minimaldistanzen zwischen der ersten Hauptachse des Tibiaplateaus (medial/lateral) und der dorsalen Begrenzung des Außen- und Innenmeniskushinterhorns bzw. dem Zylindermittelpunkt des jeweiligen Femurkondylus und dem Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) (siehe Kapitel 4.5). Letzterer ist hierbei von besonderer Bedeutung, weil er die Translation unabhängig von der Rotation des Femurs angibt. In Tabelle 5.5 sind die Mittelwerte der Minimaldistanzen aller gesunden Kniegelenke bei 30° und 90° Knieflexion unter extendierender und flektierender Muskelaktivität angegeben.

Knieflexion/Kraft	IM	AM	Fem. med	Rotation	Fem. lat	MEA
30° flektierend	-19,2 ± 1,8	-13,8 ± 3,0	-1,6 ± 3,4	6,1 ± 4,8°	3,8 ± 2,5	1,1 ± 2,0
30° extendierend	-20,2 ± 1,6	-14,4 ± 3,0	-3,2 ± 2,0	6,2 ± 3,2°	2,2 ± 3,0+	-0,5 ± 2,1+
90° flektierend	-21,2 ± 1,7*	-15,7 ± 3,7*	-2,8 ± 2,1*	2,6 ± 6,7°*	-0,5 ± 4,0*	-1,6 ± 1,4*
90° extendierend	-20,8 ± 1,5	-16,2 ± 2,6*	-2,4 ± 1,5	1,2 ± 5,3°	-1,4 ± 3,3*	-1,7 ± 1,4*

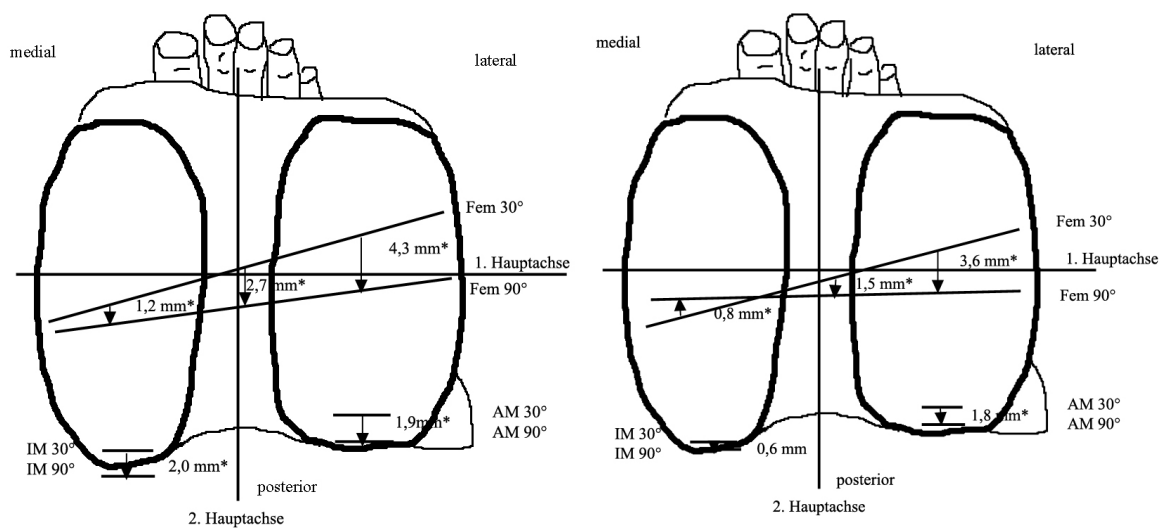
Tabelle 5.5: Mittelwerte und Standardabweichung der Minimaldistanz [mm] bei 30° und 90° Knieflexion bei gesunden Kniegelenken unter flektierender und extendierender Muskelaktivität (- = Distanz nach posterior, + = Distanz nach anterior, IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus, Fem. med = medialer Femurkondylus, Rotation [°] = Winkel zwischen der epikondylären Achse und der ersten Hauptachse (x-Achse, medial-lateral Ausdehnung) des Tibiaplateaus, Fem. lat = lateraler Femurkondylus, MEA = Mittelpunkt der epikondylären Achse, flektierend = flektierende Muskelaktivität, extendierend = extendierende Muskelaktivität, * = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied in der Translation bei 90° im Vergleich zu 30° Knieflexion, + = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied der Position zwischen flektierender und extendierender Muskelaktivität)

5.2.1 Menisko-tibiale und femoro-tibiale Translation bei der Knieflexion von 30° auf 90°

Bei der Knieflexion von 30° auf 90° trat am lateralen Femurkondylus und dem Innen- und Außenmeniskus sowohl unter flektierender als auch unter extendierender Muskelaktivität eine posteriore Translation auf (Abbildung 5.1 a, b). Unter flektierender Muskelaktivität war die posteriore Translation größer als unter extendierender Muskelaktivität (4,3 ± 4,3 mm zu 3,6 ± 3,6 mm beim lateralen Femurkondylus 2,0 ± 2,0 mm zu 0,6 ± 2,7 mm beim Innenmeniskus 1,9 ± 2,7 mm zu 1,8 ± 1,9 mm beim Außenmeniskus; vgl. Abbildung 5.1 a, b). Der mediale Femurkondylus hingegen zeigte ein unterschiedliches Translationsverhalten. Während er bei flektierender Aktivität um 1,2 ± 2,6 mm nach posterior translatierte, zeigte er bei

extendierender Muskelaktivität eine um $0,8 \pm 2,9$ mm nach anterior gerichtete Translation (Abbildung 5.1 a, b).

Der Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) zeigte bei der Beugung von 30° auf 90° eine signifikante ($p < 0,05$) posteriore Translation von $2,7 \pm 1,4$ mm unter flektierender Muskelaktivität sowie von $1,5 \pm 1,4$ mm unter extendierender Muskelaktivität. Ferner kam es bei der Knieflexion von 30° auf 90° zu einer Außenrotation der epikondylären Achse. Diese war unter extendierender Muskelaktivität mit 5° (von $6,2 \pm 3,2^\circ$ auf $1,2 \pm 5,3^\circ$) größer als unter flektierender Muskelaktivität ($3,5^\circ$; von $6,1 \pm 4,8^\circ$ auf $2,6 \pm 6,7^\circ$) (Tabelle 5.5).



a) Flektierende Muskelaktivität

b) Extendierende Muskelaktivität

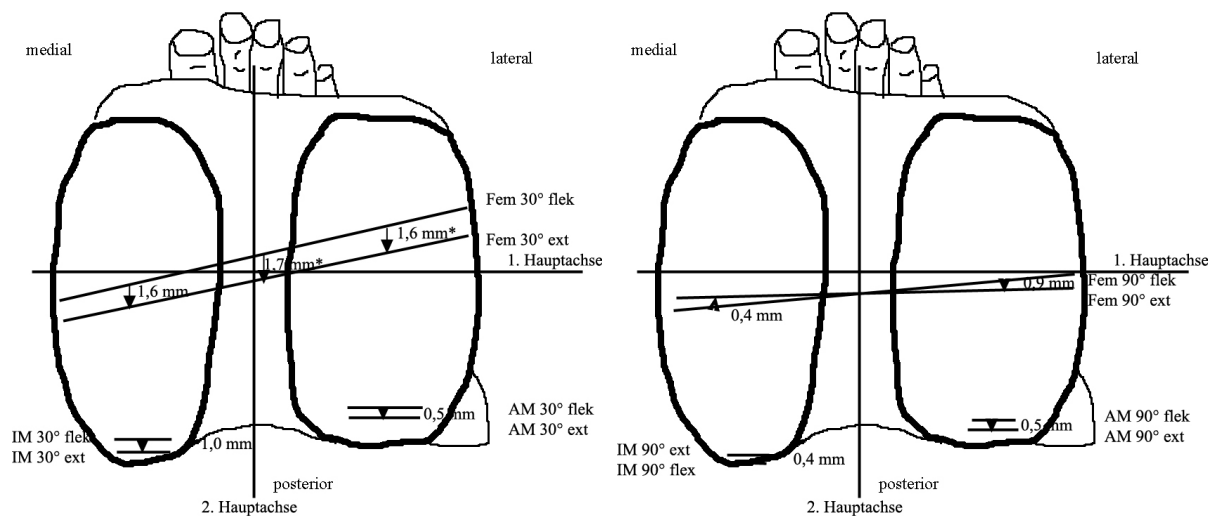
Abbildung 5.1 a, b: Translation der Menisken und Femurkondylen bei der Knieflexion von 30° auf 90° [mm]. IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus

* = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied in der Translation bei 90° im Vergleich zu 30° Knieflexion

5.2.2 Positionsänderung der Menisken und Femurkondylen bei flektierender und extendierender Muskelaktivität

Die Veränderung der Position der Femurkondylen und des Innen- und Außenmeniskus unter extendierender Muskelaktivität wurde gegenüber der Ausgangsstellung unter flektierender Muskelaktivität jeweils bei 30° und bei 90° Knieflexion bestimmt. Bei 30° Knieflexion zeigten sowohl die Femurkondylen als auch der Innen- und Außenmeniskus unter extendierender Muskelaktivität eine weiter posterior gelegene Position gegenüber der Ausgangsstellung (Abbildung 5.2 a). Diese Positionsänderung war für den Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) mit $1,7 \pm 1,7$ mm signifikant ($p < 0,05$). Bei 90° Knieflexion wurde keine einheitliche Positionsänderung zwischen extendierender Muskelaktivität und der

Ausgangsstellung unter flektierender Muskelaktivität beobachtet (Abbildung 5.2 b). Der Außenmeniskus und der laterale Femurkondylus zeigten eine weiter posteriore Position im Vergleich zur Ausgangsstellung. Der Innenmeniskus und der mediale Femurkondylus hingegen zeigten eine weiter anteriore Position bei extendierender Muskelaktivität (Abbildung 5.2 b). Diese Positionsänderungen waren aber für alle Strukturen nicht signifikant. Der Mittelpunkt der epikondylären Achse blieb unverändert (Abbildung 5.2 b).



a) 30° Knieflexion

b) 90° Knieflexion

Abbildung 5.2 a, b: Positionsänderung der Femurkondylen und der Menisken bei extendierender gegenüber flektierender Muskelaktivität [mm].

IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus

* = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied der Position bei extendierender gegenüber flektierender Muskelaktivität

5.3 Der Vergleich zwischen gesunden Kniegelenken und Kniegelenken mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes

Um den Einfluss einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes auf die Translation im Kniegelenk zu analysieren, wurden - wie bei den gesunden Kniegelenken - die Minimaldistanzen zwischen der ersten Hauptachse des Tibiaplateaus (medial/lateral) und der dorsalen Begrenzung des Außen- und Innenmeniskushinterhorns bzw. dem Zylindermittelpunkt des jeweiligen Femurkondylus und dem Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) bestimmt (Tabelle 5.6) (vgl. 5.2).

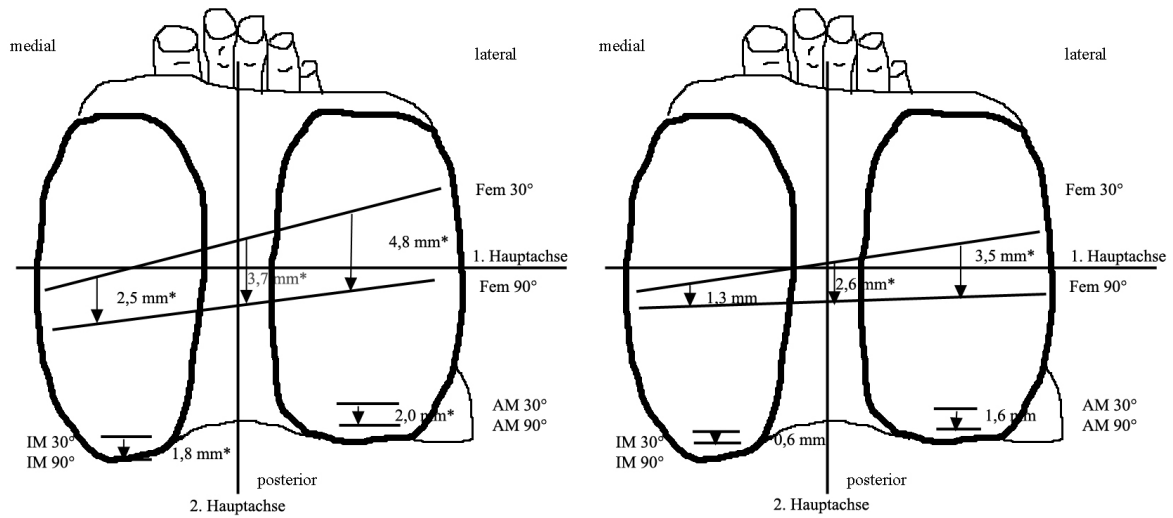
Knieflexion/Kraft	IM	AM	Fem. med	Rotation	Fem. lat	MEA
30° flektierend	-19,0 ± 1,5	-13,7 ± 2,8	-0,8 ± 2,7	5,5 ± 4,4°	4,1 ± 3,4	1,7 ± 2,3
30° extendierend	-19,4 ± 1,8	-14,2 ± 3,7	-1,7 ± 2,5	4,8 ± 5,3°	2,0 ± 4,0+	0,4 ± 2,5+
90° flektierend	-20,8 ± 2,2*	-15,7 ± 3,3*	-3,3 ± 2,1*	2,9 ± 6,0°*	-0,7 ± 4,0*	-2,0 ± 1,8*
90° extendierend	-20,0 ± 2,2	-15,8 ± 2,5	-3,0 ± 2,2	1,8 ± 5,2°	-1,5 ± 3,2*	-2,2 ± 1,6*

Tabelle 5.6: Mittelwerte und Standardabweichung der Minimaldistanz [mm] bei 30° und 90° Knieflexion in Kniegelenken mit Ruptur des vorderen Kreuzbandes unter flektierender und extendierender Muskelaktivität (- = Distanz nach posterior, + = Distanz nach anterior, IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus, Fem. med = medialer Femurkondylus, Rotation [°] = Winkel zwischen der epikondylären Achse und der ersten Hauptachse (x-Achse, medial-lateral Ausrichtung) des Tibiaplateaus, Fem. lat = lateraler Femurkondylus, MEA = Mittelpunkt der epikondylären Achse, flektierend = flektierende Muskelaktivität, extendierend = extendierende Muskelaktivität, * = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied in der Translation bei 90° im Vergleich zu 30° Knieflexion, + = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied der Position zwischen flektierender und extendierender Muskelaktivität)

5.3.1 Der Unterschied in der Translation von 30° auf 90° zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken

Eine posteriore Translation bei der Knieflexion von 30° auf 90° trat bei den Kreuzband-defizienten Kniegelenken ebenfalls am lateralen Femurkondylus, am Innen- und Außenmeniskus sowohl unter flektierender als auch unter extendierender Muskelaktivität auf. Ebenso war der Betrag der posterioren Translation unter flektierender Muskelaktivität größer als unter extendierender Muskelaktivität ($4,8 \pm 2,9$ mm zu $3,5 \pm 4,0$ mm beim lateralen Femurkondylus $1,8 \pm 2,9$ mm zu $0,6 \pm 2,3$ mm beim Innenmeniskus $2,0 \pm 2,3$ mm zu $1,6 \pm 2,9$ mm beim Außenmeniskus, vgl. Abbildung 5.3 a, b). Der mediale Femurkondylus zeigte bei den Kniegelenken mit einer vorderen Kreuzbandruptur allerdings im Unterschied zu den gesunden Kniegelenken eine posteriore Translation unter flektierender Muskelaktivität ($2,5 \pm 2,8$ mm) und unter extendierender Muskelaktivität ($1,3 \pm 3,8$ mm) (Abbildung 5.3). Bei den gesunden Gelenken hatte die posteriore Translation bei flektierender Muskelaktivität lediglich $1,2 \pm 2,6$ mm betragen (siehe 5.2.1) und unter extendierender Aktivität war eine anteriore Translation ($0,8 \pm 2,9$ mm) festgestellt worden.

Der Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) zeigte eine signifikante ($p < 0,05$) posteriore Translation von $3,7 \pm 2,2$ mm unter flektierender und von $2,6 \pm 3,1$ mm unter extendierender Muskelaktivität (Abbildung 5.3 a, b). Es wurde ebenfalls wie bei den gesunden Kniegelenken eine Außenrotation der epikondylären Achse gemessen. Diese war unter extendierender Muskelaktivität mit $3,0^\circ$ ($4,8 \pm 5,3^\circ$ auf $1,8 \pm 5,2^\circ$) größer als unter flektierender Muskelaktivität mit $2,6^\circ$ (von $5,5 \pm 4,4^\circ$ auf $2,9 \pm 6,0^\circ$) (Tabelle 5.6).



Die Unterschiede zwischen den gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken bei der Translation von 30° auf 90° Knieflexion sind in Tabelle 5.7 zusammengefasst. Ein signifikanter Unterschied ergab sich lediglich in Bezug auf das Translationsverhalten des medialen Femurkondylus.

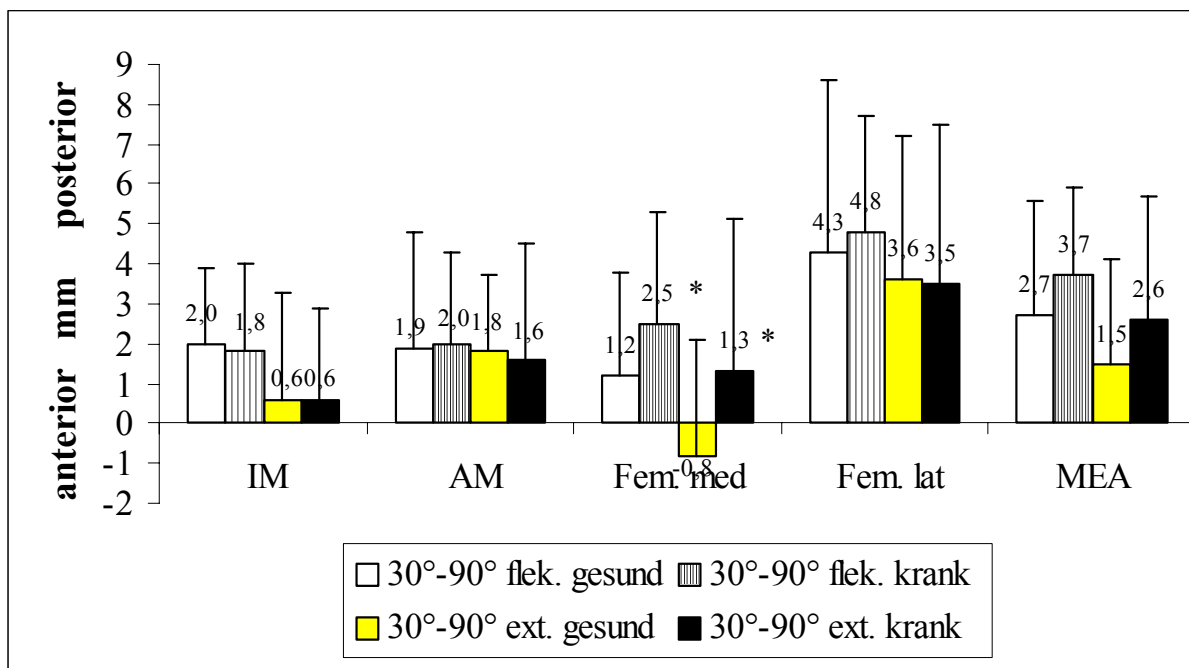
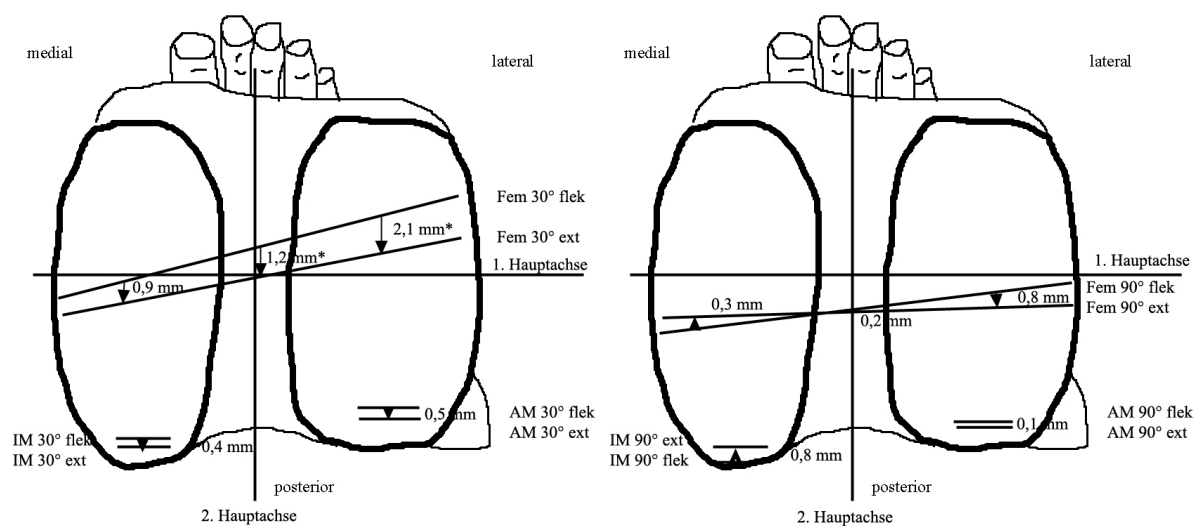


Tabelle 5.7: Vergleich der Translation von 30° auf 90° Knieflexion zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken (flek. = flektierende Muskelaktivität; ext. = extendierende Muskelaktivität, * = signifikanter Unterschied zwischen gesund und krank)

5.3.2 Der Vergleich zwischen gesunden Kniegelenken und Kniegelenken mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes bei flektierender und extendierender Muskelaktivität

Die Kniegelenke mit der Ruptur des vorderen Kreuzbandes zeigten wie die gesunden Gelenke bei 30° Knieflexion sowohl für die Femurkondylen als auch für den Innen- und Außenmeniskus eine weiter posterior gelegene Position unter extendierender Muskelaktivität gegenüber der Ausgangsstellung unter flektierender Muskelaktivität (Abbildung 5.4 a). Diese posteriore Positionsänderung war für den Mittelpunkt der epikondylären Achse (MEA) mit $1,2 \pm 1,7$ mm signifikant ($p < 0,05$) (Abbildung 5.4 a). Bei 90° Knieflexion ergab sich ebenfalls wie bei den gesunden Kniegelenken keine einheitliche Positionsänderung zwischen extendierender und flektierender Muskelaktivität. Der Außenmeniskus, der Mittelpunkt der epikondylären Achse und der laterale Femurkondylus zeigten eine weiter posteriore Position im Vergleich zur Ausgangsstellung. Der Innenmeniskus und der mediale Femurkondylus zeigten hingegen eine weiter anteriore Position bei extendierender Muskelaktivität (Abbildung 5.4 b). Diese Positionsänderungen waren aber wie auf der gesunden Seite nicht signifikant. Der Mittelpunkt der epikondylären Achse blieb wie auf der gesunden Seite nahezu unverändert (Abbildung 5.4 b).



a) 30° Knieflexion

b) 90° Knieflexion

Abbildung 5.4 a, b: Positionsänderung der Femurkondylen und der Menisken bei extendierender gegenüber flektierender Muskelaktivität [mm].

IM = Innenmeniskus, AM = Außenmeniskus,

* = signifikanter ($p < 0,05$) Unterschied der Position zwischen flektierender und extendierender Muskelaktivität

Die Unterschiede in der Position zwischen den gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken unter extendierender Muskelaktivität im Vergleich zur Ausgangsstellung unter

flektierender Muskelaktivität sind in Tabelle 5.8 zusammengefasst. Dabei zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken.

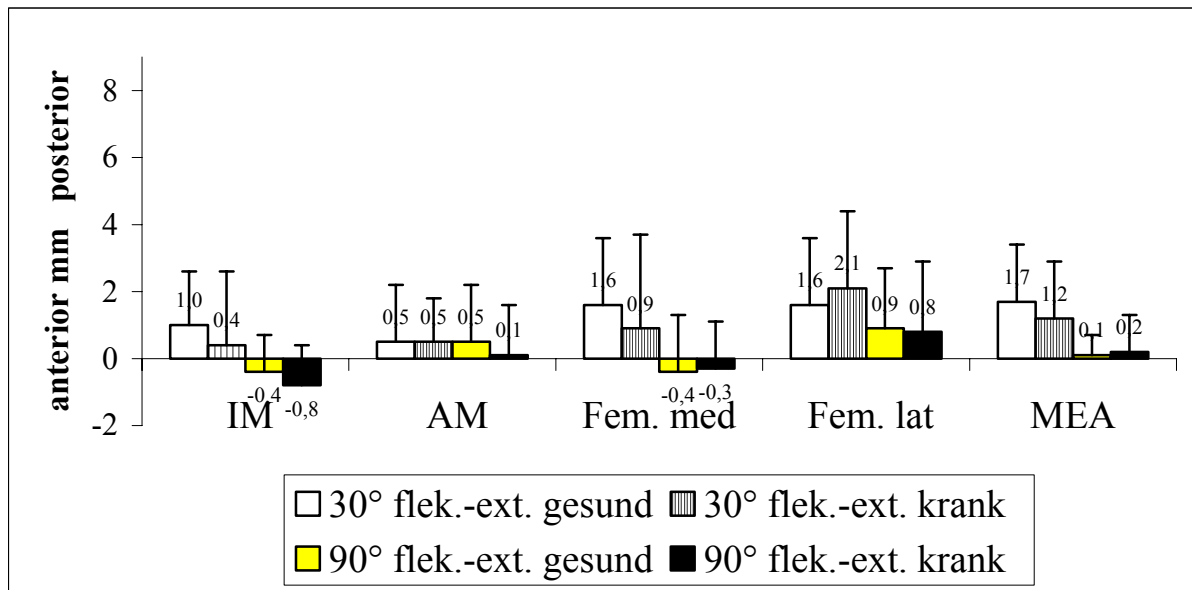


Tabelle 5.8: Vergleich der Positionen zwischen extenderender und flektierender Muskelaktivität zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken (flek. = flektierende Muskelaktivität; ext. = extenderende Muskelaktivität)

6. Diskussion

Ziel der vorliegenden Studie war die Bestimmung der femoro-tibialen und menisko-tibialen Translation im Kniegelenk in vivo mit Hilfe einer offenen MRT. Auf Basis dieser Daten sollte die Frage beantwortet werden, ob sich eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes auf die Position und Translation des Innen- und Außenmeniskus und der beiden Femurkondylen bei der Knieflexion von 30° auf 90° auswirkt. Dazu wurde einerseits der Einfluss von flektierender und extendierender Muskelaktivität auf die Position des Innen- und Außenmeniskus und der Femurkondylen bei 30° und bei 90° Knieflexion bestimmt. Andererseits erfolgte die Analyse der Translation der Menisken und Femurkondylen zwischen 30° und 90° Knieflexion. Es wurden die dreidimensional rekonstruierten Bilddaten der gesunden Kniegelenke mit denen der Kreuzband-defizienten Kniegelenke der gleichen Patienten miteinander verglichen.

6.1 Methodikdiskussion

Der Vorteil der vorliegenden Studie gegenüber bisher durchgeführten Studien liegt in der simultanen Messung der Translation der Femurkondylen und der Menisken auf dem Tibiaplateau. Dabei konnten Unterschiede in der Richtung und Weite der Translation des medialen und lateralen Femurkondylus und des Innen- und Außenmeniskus aufgezeigt werden. Gleichzeitig konnten durch die Bestimmung der epikondylären Achse Aussagen zur Rotation bei der Knieflexion gemacht werden. Die Messungen bei entgegengesetzter Muskelaktivität sollten den Einfluss der Knieflexoren und -extensoren auf die Stabilität unter den täglichen Anforderungen an das Kniegelenk aufzeigen.

6.1.1 Reproduzierbarkeit

Die Reproduzierbarkeit der Messungen (Bilddatenakquisition und Nachbearbeitung am Computer) war sowohl bei Verwendung der epikondylären Achsentechnik als auch bei Verwendung der Hinterkantentechnik sehr hoch. Die Standardabweichungen sind verhältnismäßig klein im Vergleich zur Größe der gemessenen Translation (z. B. Mittelpunkt der epikondylären Achse: SD = 0,12 mm, Translation von 30° auf 90°: 2,48 mm bei extendierender Muskelaktivität). Die Reproduzierbarkeit in unserer Studie war damit besser als diejenige von Todo et al. (1999), die bei einer 2D-MRT-Technik ihre Messfehler zwischen 1 und 2 mm angaben. Die durchschnittliche Translation des medialen Femurkondylus von 15° auf 90° Knieflexion betragen bei Todo et al. (1999) $1,9 \pm 0,8$ mm und entsprach damit der

Größenordnung des Messfehlers. Vergis et al. (1998) untersuchten mit Hilfe eines Goniometers die Translation der Femurkondylen beim Treppensteigen bei einer Knieflexion von 0° auf 120°. Sie beobachteten eine unverhältnismäßig hohe posteriore Translation von durchschnittlich 7 mm (Spannweite 1 mm – 12 mm). Die Messtoleranz war mit $0,96 \pm 0,85$ mm auch hier höher als die in der vorliegenden Studie gemessene Standardabweichung.

Die Hinterkantentechnik zeigte bei der Bestimmung der Translation der Femurkondylen und der Menisken eine Reihe von Nachteilen: Erstens ist die Bestimmung der Translation mit der Hinterkantentechnik nicht rotationsunabhängig. Der Hauptgrund für die Rotationsabhängigkeit liegt darin, dass sich die gewählte dorsale Begrenzung des jeweiligen Femurkondylus mit der Knieflexion ändert und bei den einzelnen Flexionsstellungen (30° und 90°) jeweils ein anderer Teil der Femurkondylen für die Berechnung der femoro-tibialen Translation verwendet wird. Zweitens wurde bei Verwendung der Hinterkantentechnik für das mediale und laterale Tibiaplateau ein eigener Tibiaplateauschwerpunkt bestimmt, und nicht wie bei der epikondylären Achsentechnik ein Schwerpunkt für das gesamte Tibiaplateau. Daher konnte kein einheitliches Tibiakoordinatensystem erstellt werden. Somit war eine aufwendige Ergebnistransformation zum Vergleich der einzelnen Ergebnisse notwendig.

Für die quantitative Analyse der femoro-tibialen Translation bietet dagegen die epikondyläre Achsentechnik im Gegensatz zur Hinterkantentechnik eine Reihe von Vorteilen: Die epikondyläre Achse entspricht näherungsweise der Flexionsachse im Kniegelenk, d. h. der Einfluss der Knieflexion auf die gemessene Translation ist gering (Yoshioka et al. 1987, Elias et al. 1990, Hollister et al. 1993). Mit Hilfe dieser Achse können die Translation und Rotation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bei der Knieflexion gemessen und die unterschiedlichen MRT-Datensätze der einzelnen Kniestellungen exakt miteinander verglichen werden. Außerdem konnten bei der epikondylären Achsentechnik die gemessenen Translationen durch die Verwendung eines von der Stellung der Tibia unabhängigen Koordinatensystems ohne aufwendige Ergebnistransformation miteinander verglichen werden. Daher wurde durch die weitgehende Automatisierung der Arbeitsschritte durch den Computer die Auswertung der Translationen in der epikondylären Achsentechnik wesentlich beschleunigt.

6.1.2 Limitationen der vorliegenden Studie

Die Limitationen der hier entwickelten Methode besteht in der Akquisitionszeit von annähernd fünf Minuten für die Messung eines kompletten 3D-Datensatzes. Aufgrund dieser langen Zeit, in der das Kniegelenk ruhig gehalten werden muss, konnte nur eine verhältnismäßig geringe Gewichtskraft von 30 N bei der Untersuchung verwendet werden. Diese Kraft setzte auch Jonsson et al. (1989) bei seiner In-vivo-Untersuchung mit Röntgenstereographie bei Kreuzband-defizienten Patienten ein. Ein größeres Gewicht hätte in unserer Studie zu Bewegungsartefakten geführt und eine exakte Auswertung der Daten unmöglich gemacht. Aufgrund der langen Akquisitionszeit beschreiben die vorliegenden Ergebnisse deshalb die Situation bei einer statischen Belastung des Kniegelenks mit geringer Kraft.

Dynamische Studien können momentan mit der vorliegenden Technik nicht durchgeführt werden, da diese wesentlich kürzere Bildakquisitionszeiten erfordern, die sich im Rahmen einer 3D-Bildakquisition technisch nicht realisieren lassen. Sie hätten den großen Vorteil, dass damit auch schnelle Bewegungen unter einer großen Gewichtsbelastung, welche für die Ruptur des vorderen Kreuzbandes von großer Relevanz ist, untersucht werden könnten (Besier et al. 2000). Bisherige „Real-time-Sequenzen“ liefern nur 2D-Bilder. Diese erlauben jedoch keine dreidimensionale Messung der Translation und weisen eine nur beschränkte Reproduzierbarkeit auf.

Ein weiterer Nachteil des vorliegenden Ansatzes liegt darin, dass der Meniskus als eine starre Struktur angesehen wird und auf die Gesamtbewegung des Meniskus nur aus der Bewegung der Hinterkante der Hinterhörner rückgeschlossen wird. Diese Methode wurde in der vorliegenden Studie dennoch gewählt, da die Hinterkante der Meniskushinterhörner auf allen MRT-Schnittbildern reproduzierbar abgegrenzt werden konnte. Vedi et al. (1999) und Kawahara et al. (1999) beschrieben in ihren Studien, dass die Meniskusvorderhörner und -hinterhörner keine identische Translation zeigen und die Vorderhörner bei der Knieflexion von 0° auf 45° geringfügig weiter als die Hinterhörner nach dorsal translatieren. Die Verwendung des gesamten Meniskus für die Berechnung der Translation war in der vorliegenden Studie jedoch nicht möglich, da aufgrund eines schlechteren Grauwertkontrastes und damit einer fehleranfälligen Segmentierung in den Randbereichen des Meniskus die Ergebnisse nicht ausreichend reproduzierbar waren. Die Bewegung des gesamten Meniskus auf dem Tibiaplateau kann daher anhand einer alleinigen Betrachtung der Meniskushinterhörner eventuell nicht korrekt erfasst werden. Allerdings stellt das

Meniskushinterhorn die entscheidende Begrenzung der Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bei der Knieflexion dar (Vedi et al. 1999).

Die vorliegende Studie wurde ohne axiale Kompression der Kniegelenke in Form des Körpergewichtes durchgeführt. Es ist zu erwarten, dass eine zusätzliche Kompression die Translation bei der Knieflexion zusätzlich vermindert hätte (Howell 1990, Torzilli et al. 1994, Yack et al. 1994). Torzilli et al. (1994) konnten zeigen, dass sich die Translation der Tibia durch die Kniegelenkskompressionskraft sowohl im gesunden Knie als auch im Kreuzbanddefizienten Knie um 50 - 71 % gegenüber der Translation ohne Kompression vermindert. Außerdem führt die Kompressionskraft zu einer Koaktivierung der Knieflexoren oder extensoren. Dadurch ist die Zuordnung der gemessenen Translation zu einer Muskelgruppe erschwert.

Bylski-Austrow et al. (1994) untersuchten die radiale Ausdehnung der Menisken bei einer Kompressionskraft von 1000 N und beobachteten keine Verformung der Menisken. Vedi et al. (1999) verglichen die Meniskutranslation mit und ohne Einwirkung des Körpergewichtes und fanden dabei einen Unterschied in der Translation von nur 0,1 mm für das Hinterhorn des medialen Meniskus und keinen Unterschied für den lateralen Meniskus. Bonnin et al. (1996) und Hill et al. (2000) beobachteten, dass sich durch die axiale Kompression die Translation der Menisken geringfügig verringerte.

6.2 Einfluss der Muskulatur auf die Stabilität im Kniegelenk

Die meisten Studien, die bei einer Insuffizienz des vorderen Kreuzbandes durchgeführt wurden, setzten sich mit der Bestimmung der Instabilität des Kniegelenks auseinander. Besonders die Studien an menschlichen Kniegelenkspräparaten setzten ihren Schwerpunkt auf die Translation der Tibia bei einem bestimmten Knieflexionswinkel. Die in den Studien applizierte Kraft führte zu einer nach anterior gerichteten Translation der Tibia, wie sie auch beim Lachman Test beobachtet wird. Dabei wurden die ersten Studien ohne den Einfluss der Muskelkontraktion (aktive Stabilisierung des Kniegelenks) und ohne Berücksichtigung des Körpergewichtes (axiale Kompressionskraft) durchgeführt. In diesen Studien zeigte sich eine Zunahme der Instabilität des Kniegelenks nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes. Markolf et al. (1976) fanden eine Zunahme der maximal gemessenen antero-posterioren Translation der Tibia um den Faktor 1,8 nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes. Fukubayashi et al. (1982) stellten bei einer nach anterior gerichteten Kraft von 150 N eine Änderung der Translation von 5 mm vor der Dissektion und auf 15 mm nach der Dissektion

bei 30° Knieflexion fest. Veltri et al. (1995) bestätigten diese Ergebnisse. Auch andere Autoren kamen zu dem Ergebnis, dass zwischen 20° und 30° Knieflexion bei einer nach anterior gerichteten Kraft die größte antero-posteriore Translation der Tibia gemessen werden kann (Draganich et al. 1987, Reuben et al. 1989, Kvist et al. 2001 b).

Andere Studien berücksichtigen den Einfluss des M. quadriceps auf die Translation. Der M. quadriceps führte bis 80° Knieflexion bei alleiniger Kontraktion zu einer Zunahme der anterioren Tibiatranslation und damit zu einer weiter posterioren Position der Femurkondylen (Hirokawa et al. 1992). Die Ergebnisse von Hirokawa et al. (1992), bei denen es unter alleiniger Aktivierung des M. quadriceps bei 30° Knieflexion zu einer maximalen Zunahme der posterioren Position der Femurkondylen kam, passen gut zu unseren Ergebnissen, dass bei 30° Knieflexion unter extendierender Krafteinwirkung (Kontraktion M. quadriceps) die Femurkondylen eine weiter posteriore Position zeigten (1,6 – 1,7 mm) als unter flektierender Muskelaktivität. Unsere Ergebnisse bestätigen bisherige Befunde, die eine geringere anteriore tibiale Translation und damit eine geringere posteriore Translation der Femurkondylen sowohl beim gesunden, als auch beim Kreuzband-defizienten Knie unter Aktivierung der Knieflexoren zeigten. Diese Verminderung der anterioren Tibiatranslation durch Aktivierung der Knieflexoren konnten sowohl von Bonnin et al. (1995) (Reduktion von $11,2 \pm 6,7$ mm auf $9,1 \pm 8,1$ mm bei 30° Knieflexion) als auch von Li et al. (1999 b) (von $5,3 \pm 2,1$ auf $4,3 \pm 1,5$) beobachtet werden. Mac Williams et al. (1999) fanden sogar eine signifikante Reduktion der anterioren Translation der Tibia unter Aktivierung der Knieflexoren im Vergleich zur Aktivierung der Knieextensoren, allerdings unter Applikation einer Gelenkkompressionskraft (Reduktion von $15 \pm 2,5$ mm auf $7,2 \pm 2,4$ mm bei 30° Knieflexion). Bei geringeren Knieflexionswinkeln nahm der Effekt durch die Aktivierung der Knieflexoren auf die anteriore Tibiatranslation ab. Auch bei großen Knieflexionswinkeln nahm der Einfluss der Muskelkontraktion auf die Richtung der Translation ab. Bei 80° Knieflexion führte die Kontraktion des M. quadriceps bei Hirokawa et al. (1992) etwa zu einer unveränderten Stellung der Tibia wie in der Ausgangslage und damit zu keiner wesentlichen Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau. Diese Ergebnisse von Hirokawa et al. (1992) bestätigen die Ergebnisse in der vorliegenden Studie, bei der bei 90° Knieflexion ebenfalls die Muskelkontraktion der Flexoren und Extensoren keine einheitliche Richtung für die Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau zeigte.

6.3 Translation der Femurkondylen von 30° auf 90° Knieflexion

Die oben erwähnten Studien beschrieben die Translation der Tibia bei einer bestimmten Knieflexionsstellung unter dem Einfluss einer bestimmten Kraft. In der vorliegenden Studie wurde hingegen auch die Translation der Menisken und der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau bei der Knieflexion von 30° auf 90° betrachtet.

Unsere Ergebnisse zeigen eine physiologische posteriore Translation von $4,3 \pm 4,3$ mm (flektierende Muskelaktivität) und $3,6 \pm 3,6$ mm (extendierende Muskelaktivität) für den lateralen Femurkondylus bei der Knieflexion von 30° auf 90° im gesunden Kniegelenk. Der mediale Femurkondylus translatiert bei flektierender Muskelaktivität um $1,2 \pm 2,6$ mm nach posterior, bei extendierender Muskelaktivität jedoch um $0,8 \pm 2,9$ mm nach anterior. Diese unterschiedliche Translation des medialen und lateralen Femurkondylus bei der Knieflexion von 30° auf 90° wurde ebenfalls in mehreren anderen Studien beobachtet. Unsere Ergebnisse stehen prinzipiell mit denen von Pinskerova et al. (2000) und Iwaki et al. (2000) in Einklang, die in einer Studie mit einem offenen MRT zeigten, dass an gesunden Kniepräparaten der mediale Femurkondylus zwischen 30° und 90° Knieflexion nahezu keine Translation aufweist, der laterale Femurkondylus jedoch um $5 \pm 1,5$ mm nach dorsal translatiert. Diese unterschiedliche Translation führte zu einer Außenrotation des Femurs, wie sie mit ca. 3° auch in der vorliegenden Studie auftrat (siehe 6.4).

Todo et al. (1999) fand ebenfalls eine geringere posteriore Translation für den medialen ($1,9 \pm 0,8$ mm) als auch für den lateralen Femurkondylus ($2,3 \pm 0,5$ mm) bei der Knieflexion von 20° auf 90°. Als Einschränkung muss allerdings angeführt werden, dass die Translation nur anhand von zweidimensionalen MRT-Schnittbildern errechnet wurde und dass die Ergebnisse im Rahmen der Messungenauigkeit bei 1 mm bis 2 mm lagen. In einer MRT-Studie von Asano et al. (2001) kam es sogar zu einer anterioren Translation des medialen Femurkondylus von 3,8 mm und einer posterioren Translation des lateralen Femurkondylus von 17,8 mm. Diese unterschiedliche Translation führte zu einer Außenrotation des Femurs von 29,1°. Diese deutlich höhere Translationsdifferenz zwischen medialem und lateralem Femurkondylus von 21,6 mm im Vergleich zu max. 4,4 mm in der vorliegenden Studie ist wahrscheinlich auf den größeren Messbereich bei Asano et al. (2001) zwischen 0° Extension bis 120° Flexion zurückzuführen.

Die Ergebnisse von Asano et al. (2001) stehen auch in Einklang mit denjenigen einer Präparatestudie von Reuben et al. (1989). Diese beobachteten, dass der mediale Femurkondylus entweder leicht nach anterior translatierte oder stationär blieb (zwischen 0°

Extension und 105° Flexion), während der laterale Femurkondylus nach dorsal translatierte. Aber auch zwischen 0° Extension auf 50° Flexion bestätigten Karrholm et al. (2000) in einer Untersuchung mit einer Röntgenstereographie-Technik eine anteriore Translation des medialen Femurkondylus ($5,5 \pm 2,2$ mm), wohingegen der laterale Femurkondylus nach posterior translatierte ($3,4 \pm 1,2$ mm). Als Einschränkung muss allerdings angeführt werden, dass diese Ergebnisse unter Einwirkung einer axialen Gelenkkompressionskraft gemessen wurden. In Diskrepanz zu den oben aufgeführten Ergebnissen stehen die Ergebnisse von Draganich et al. (1987). In dieser Präparatestudie translatierten die beiden Femurkondylen von gesunden Kniegelenken zwischen 0° Extension und 90° Flexion gleichweit um $13,5 \pm 1,5$ mm nach posterior. Allerdings betrug die posteriore Translation zwischen 0° und 30° bereits 10 mm. Von 30° bis 90° kam es zu einer posterioren Translation von 3,5 mm für den medialen und für den lateralen Femurkondylus. Die gemessene Translation für den lateralen Femurkondylus lag damit in der gleichen Größenordnung wie die Translation des lateralen Femurkondylus in der vorliegenden Studie (2,3 mm).

Nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes nahm bei Draganich et al. (1987) die posteriore Translation nur bis 20° Knieflexion zu. Abgesehen hiervon zeigte sich kein Unterschied im Vergleich zum Normalzustand. Diese Ergebnisse stehen in Widerspruch zur vorliegenden Studie, in der es zu einer entgegengesetzten Translation des medialen Femurkondylus bei Kreuzband-defizienten Patienten im Vergleich zur gesunden Seite kam. Diese Diskrepanz könnte darin begründet liegen, dass Draganich et al. (1987) keine Angaben zur Rotation der epikondylären Achse machten und die gemessenen Werte auf Tibiakontaktpunkte der Femurkondylen bezogen sind, jedoch nicht auf ein stellungsunabhängiges Tibiakoordinatensystem. Die Ergebnisse von Draganich et al. (1987) widersprechen außerdem den Vorhersagen der Kniemodelle von O'Connor et al. (1989) und Wilson et al. (1998), in denen bei der Knieflexion der laterale Femurkondylus doppelt so weit nach posterior translatieren sollte wie der mediale Femurkondylus.

6.4 Rotation der epikondylären Achse

Aufgrund der unterschiedlichen Translation des medialen und lateralen Femurkondylus sagen die Kniemodelle von O'Connor et al. (1989) und Wilson et al. (1998) eine Außenrotation des Femurkondylus voraus. Diese Vorhersage konnte in der vorliegenden Studie bestätigt werden. Wir konnten zeigen, dass es zu einer Abnahme der Innenrotationstellung der epikondylären Achse von maximal $6,2 \pm 3,2^\circ$ bei 30° Knieflexion auf $1,2 \pm 5,3^\circ$ (extendierende

Muskelaktivität) bei 90° Knieflexion kam. Dies entsprach einer effektiven Außenrotation der epikondylären Achse von 5°. Unsere Ergebnisse stehen damit in Übereinstimmung mit denjenigen von Mac Williams et al. (1999), die ebenfalls eine Verminderung der Innenrotation (von 7° bei 30° Flexion auf 5° bei 90° Flexion) und damit eine Außenrotation von 2° für die Femurkondylen beobachteten. Li et al. (1999 b) fanden eine Außenrotation von 2,3° (Abnahme der Innenrotation von $7,5 \pm 4,3^\circ$ auf $5,2 \pm 2,4^\circ$). Die größte Außenrotation der Femurkondylen von 6,9° bei einer Knieflexion von 30° auf 90° beschrieben Hirokawa et al. (1992), bei denen es zu einer deutlichen Abnahme der Innenrotation von $7,0 \pm 2,7^\circ$ auf $0,1 \pm 0,3^\circ$ kam. Diese Außenrotation der Femurkondylen von 6,9° trat bei Hirokawa et al. (1992) bei maximaler Kontraktion des M. quadriceps auf. Dies steht in Einklang mit der maximalen Außenrotation von 5° in unserer Studie, die ebenfalls unter Aktivierung des M. quadriceps (extendierende Muskelaktivität) gemessen wurde. Die gemessene Außenrotation von 5° unter extendierender Muskelaktivität in der vorliegenden Studie könnte gleichzeitig eine Bestätigung dafür sein, dass die applizierte Kraft von 30 N zu einer submaximalen Kontraktion des M. quadriceps führte. Im Gegensatz dazu fanden Churchill et al. (1998) in einer Präparatestudie zwischen 30° und 90° nahezu keine Rotation. Der Grund hierfür lag in der nachträglichen Bestimmung der Flexionsachse, die von der epikondylären Achse abwich und rotationsunabhängig sein sollte.

6.5 Translation des Innen- und Außenmeniskus

Die überwiegende Zahl der bisherigen Studien beschränkte sich auf die Untersuchung der Translation der Femurkondylen auf dem Tibiaplateau. In unserer Studie wurde gleichzeitig die Translation des Außen- und Innenmeniskushinterhorns gemessen. Dies ist von besonderer Bedeutung, da die Bewegung der Menisken während der Knieflexion die Einhaltung der Kongruenz zwischen den Gelenkoberflächen des Tibiaplateaus und der Femurkondylen bei bestmöglicher Stabilität gewährleisten sollen. Unsere Ergebnisse zeigten eine posteriore Translation des Innenmeniskushinterhorns (zwischen 0,6 mm und 2,0 mm) und des Außenmeniskushinterhorns (zwischen 1,6 mm und 2,0 mm) während der Knieflexion und stehen damit in Übereinstimmung mit der In-vitro-Studie von Bylski-Austrow et al. (1994). Diese beobachteten eine posteriore Translation des (gesamten) Innen- und Außenmeniskus von 0,4 mm bis 0,7 mm. Die Ergebnisse wurden allerdings mit Hilfe einer konventionellen Röntgentechnik erhoben, bei der die Menisken mit Markern gekennzeichnet wurden. Die geringere Translation könnte auch auf den Einfluss einer axialen Kompressionskraft von 1000

N und der Betrachtung zwischen 0° Extension und 30° Knieflexion zurückzuführen sein. Die Ergebnisse von Vedi et al. (1999) hingegen beschrieben bei einer Knieflexion von 0° auf 90° eine stärkere posteriore Translation der Hinterhörner der Menisken (3,8 mm für den Innenmeniskus, 4,0 mm für den Außenmeniskus) als in unserer Studie. Vedi et al. (1999) fanden außerdem eine größere Translation der Meniskusvorderhörner im Vergleich zu den Hinterhörnern. Dies kann darauf zurückzuführen sein, dass die Meniskushinterhörner (vor allem das Innenmeniskushinterhorn) stärker mit den Kapselstrukturen und dem Lig. collaterale mediale in Verbindung stehen als die Vorderhörner und daher weniger beweglich sind. Der geringere Bewegungsumfang der Meniskushinterhörner könnte zu einer erhöhten Stabilität im Kniegelenk führen, da durch ihre Keilform eine weitere posteriore Translation der Femurkondylen verhindert wird. Daher könnte eine erhöhte Mobilität der Meniskushinterhörner eine Instabilität bei der Knieflexion fördern. Ferner bestätigten Vedi et al. (1999) eine größere posteriore Translation für den lateralen Meniskus als für den medialen Meniskus. Als Einschränkung der Studie von Vedi et al. (1999) muss allerdings die Schichtdicke von 6 mm und die Beurteilung der Translation der Menisken aus zweidimensionalen Schnittbildern gesehen werden. Eine größere Translation der Meniskusvorderhörner im Vergleich zu den Hinterhörner bestätigten auch Muhle et al. (1999) in einer In-vitro-Studie mit der geschlossenen MRT. In Einklang mit den hier vorliegenden Ergebnissen und denen von Vedi et al. (1999) fanden Muhle et al. (1999) ebenfalls eine größere Translation des Außenmeniskus im Vergleich zum Innenmeniskus. Zwischen 30° und 126° Knieflexion kam es bei Muhle et al. (1999) zu einer posterioren Translation von $0,7 \pm 0,6$ mm auf $5,2 \pm 1,8$ mm für den Innenmeniskus und $2,4 \pm 0,8$ mm auf $9,1 \pm 2,3$ mm für den Außenmeniskus. Die Ursache für die bei Muhle et al. (1999) deutlich größere posteriore Translation (4,5 mm für den Innen- und 6,7 mm für den Außenmeniskus) im Vergleich zu unserer Studie (maximal 2 mm) könnte auf den größeren Knieflexionswinkel (von 0° auf 126° gegenüber 30° auf 90° in der vorliegenden Studie) zurückzuführen sein und auf die Tatsache, dass die Bestimmung der Meniskustranslation nicht an einer dreidimensionalen Rekonstruktion der Bilddatensätze, sondern aus einzelnen 2-D-Schnittbildern errechnet wurde. Ferner wurde die Studie an Kniepräparaten von älteren Personen ohne den Einfluss von Muskelaktivität durchgeführt.

6.6 Vergleich zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken

Beim Vergleich der Translation bei der Knieflexion von 30° auf 90° zwischen Kreuzband-defizienten und gesunden Kniegelenken wurde in der vorliegenden Studie festgestellt, dass die menisko-tibiale Translation nicht wesentlich größer ist als auf der gesunden Gegenseite, dass aber der mediale Femurkondylus eine signifikant stärkere posteriore Translation auf der Seite der Kreuzbandruptur aufweist.

Die geringere posteriore Translation des Innenmeniskushinterhorns und die signifikant ($p < 0,05$) höhere posteriore Translation des medialen Femurkondylus bei der Knieflexion bei Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes könnte zu einer erhöhten Belastung der Innenmeniskushinterhörner führen. Durch die stärkere posteriore Translation des medialen Femurkondylus im Vergleich zum Innenmeniskus wird dabei die Kraft insbesondere auf das Hinterhorn des Innenmeniskus erhöht. Diese hohe Beanspruchung könnte eine Bedeutung bei der Entwicklung von sekundären Läsionen des Innenmeniskus haben. Aus der Literatur ist bekannt, dass Verletzungen des Innenmeniskus nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes wesentlich häufiger sind als bei gesunden Kniegelenken (Binfield et al. 1993, Bellabara et al. 1997). Unsere Ergebnisse stehen in Einklang mit den Untersuchungen von Noyes et al. (1992), die einen erhöhten Druck auf den medialen Meniskus bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur aus einer Untersuchung mit Markersystemen ableiteten. Allen et al. (2000) bestätigten eine erhöhte Krafteinwirkung auf den Innenmeniskus bei einer Messung an Kniepräparaten nach Durchtrennung des vorderen Kreuzbandes. Die Steigerung der Krafteinwirkung auf das Innenmeniskushinterhorn (von 52 % bei 30° Knieflexion bis zu 197 % bei 60° Knieflexion) im Vergleich zur Krafteinwirkung auf das Hinterhorn bei gesunden Kniegelenken wurde von Allen et al. (2000) ebenfalls mit einer weiter posterioren Translation des medialen Femurkondylus im Vergleich zum Innenmeniskushinterhorn erklärt. Eine weitere Translation des Femurkondylus nach posterior wird durch den keilförmigen Aufbau des Innenmeniskushinterhorns eingeschränkt, dafür steigt allerdings die Krafteinwirkung auf das Hinterhorn. Eine weitere Erklärung für auftretende Meniskusschäden bei instabilen Kniegelenken mit einer vorderen Kreuzbandruptur lieferten Rudolph et al. (1998). Die Autoren erklärten die häufigeren Meniskusschäden nach vorderer Kreuzbandruptur bei Patienten mit einem instabilen Kniegelenk in einer Studie mit Markersystemen beim Gehen und Joggen durch einen unphysiologischen Bewegungsablauf, der durch ein „steiferes Auftreten“ des Fußes verursacht wird.

In Diskrepanz zu unseren Ergebnissen (unterschiedliche Richtung der Translation des medialen Femurkondylus zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken) stehen allerdings die Ergebnisse von Vergis et al. (1998). Diese stellten mit Hilfe eines Elektrogonimeters beim Auf- und Abstieg auf eine Treppenstufe keinen Unterschied in der Translation der Femurkondylen zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken fest. Dies könnte auf die großen interindividuellen Unterschiede im Translationsverhalten der Femurkondylen in ihrer Studie zurückzuführen sein, die einen Vergleich erschwert.

Trotz des objektiv gemessenen Translationsunterschiedes des medialen Femurkondylus auf der Seite der Kreuzbandruptur empfanden die Patienten in der vorliegenden Studie ihr Kniegelenk mit der vorderen Kreuzbandruptur als stabil. Sie hatten im Alltag keine Beschwerden und auch kein Giving-way-Gefühl. Die Gründe für die unterschiedliche Stabilität des Kniegelenks nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes können vielfältig sein. Anscheinend gelingt es einigen Patienten besser als anderen, die Instabilität zu kompensieren (Noyes et al. 1992, Friden et al. 1993, Rudolph et al. 1998). Durch eine Koaktivierung mehrerer Muskelgruppen und eine gesteigerte Aktivität der Knieflexoren könnte bei Kreuzband-defizienten Patienten eine vermehrte anteriore Tibiatranslation und eine dadurch ausgelöste Instabilität verhindert werden (Solomonov et al. 1987, Wexler et al. 1998, Mac Williams et al. 1999, Li et al. 1999 b). Außerdem gelingt es manchen Patienten besser durch ein regelmäßiges Training ihrer Beinmuskulatur nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes die entstandene Instabilität zu kompensieren (Aagaard et al. 2000). Limberd et al. (1988) bestätigten bei EMG Messungen eine im Vergleich zu gesunden Kniegelenken unterschiedliche Muskelaktivierung nach Ruptur des vorderen Kreuzbandes (geringere Aktivierung des M. quadriceps und des M. gastrocnemius, erhöhte Aktivierung des M. biceps femoris). Ein weiterer Grund für die Stabilität des Kniegelenks nach einer vorderen Kreuzbandruptur könnte in der Erhöhung der Gelenkkompressionskraft liegen, die ebenfalls zu einer Verminderung der Translation führt (Wilk et al. 1996). Friden et al. (1993) begründeten die unterschiedliche Stabilität des Kniegelenks nach einer vorderen Kreuzbandruptur mit der Position der Femurkondylen auf einem seitlichen Röntgenbild. Bei stabilen vorderen Kreuzbandrupturen zeigte sich eine weiter anterior gelegene Stellung der Femurkondylen im Vergleich zu einer weiter posterior gelegenen Femurkondylenposition bei instabilen Kniegelenken mit vorderer Kreuzbandruptur. Diese Ergebnisse von Friden et al. (1993) stehen im Einklang mit unseren Ergebnissen, dass bei Patienten mit einer vorderen Kreuzbandruptur die Femurkondylen weiter posterior auf dem Tibiaplateau gelegen sind. Daher lässt sich die Frage, ob die Patienten in der vorliegenden Studie tatsächlich ein stabiles

Kniegelenk haben oder ob es nur unter der „normalen Alltagsbelastung“ stabil ist, aber unter größerer Belastung ein pathologisches Translationsverhalten zeigt, nicht eindeutig beantworten. Die stärkere posteriore Translation des medialen Femurkondylus bei den Kreuzband-defizienten Kniegelenken der Patienten könnte jedenfalls das Hinterhorn des medialen Meniskus einer größeren Scherbelastung aussetzen und daher früher als auf der gesunden Seite zu einer Folgeverletzung des Innenmeniskushinterhorns führen. Ob eine vorzeitige Schädigung des Innenmeniskushinterhorns trotz einer ansonsten aktiven Stabilisierung der Kniegelenke durch die Muskulatur auftritt, wird sich erst im weiteren Verlauf zeigen.

6.7 Schlussfolgerungen

Mit der hier vorgestellten Technik steht eine reproduzierbare dreidimensionale Technik zur Verfügung, die es ermöglicht, unter statischen Bedingungen die gleichzeitige Translation der Femurkondylen und der Menisken im menschlichen Kniegelenk unter Muskelaktivität in vivo zu bestimmen.

In Beantwortung der eingangs gestellten Fragen können wir folgendes feststellen:

1. Die Reproduzierbarkeit des Tibiakoordinatensystems und der menisko-tibialen und femoro-tibialen Minimaldistanz war sowohl bei Anwendung der Hinterkantentechnik als auch bei Anwendung der epikondylären Achsentechnik hoch.
2. Bei den gesunden Kniegelenken kam es bei der Knieflexion von 30° auf 90° zu einer posterioren Translation des Innen- und Außenmeniskus und des lateralen Femurkondylus. Der mediale Femurkondylus blieb weitgehend stationär oder translatierte geringfügig nach anterior. Durch die unterschiedliche Translation der Femurkondylen zeigte sich bei der Knieflexion von 30° auf 90° eine Außenrotation der epikondylären Achse von 3,5° (flektierende Muskelaktivität) und 5° (extendierende Muskelaktivität).
3. Beim Vergleich antagonistischer Muskelaktivität zeigte sich bei 30° Knieflexion unter extendierender Kraft (M. quadriceps) eine weiter posterior gelegene Stellung des Innen- und Außenmeniskus und der beiden Femurkondylen relativ zum Tibiaplateau gegenüber der Ausgangsstellung unter flektierender Muskelaktivität. Bei 90° ergibt sich kein einheitliches Translationsverhalten. Diese Beobachtungen konnten wir

sowohl für die gesunden Kniegelenke als auch für die Kreuzband-defizienten Kniegelenke erheben.

4. Bei den Kniegelenken mit vorderer Kreuzbandruptur stellten wir eine signifikant höhere posteriore Translation des medialen Femurkondylus bei der Knieflexion von 30° auf 90° im Vergleich zur gesunden Seite fest. Für den Innenmeniskus ergab sich keine höhere posteriore Translation auf der Kreuzband-defizienten Seite. Für den Außenmeniskus und den lateralen Femurkondylus ergaben sich keine unterschiedlichen Translationsverhalten zwischen der gesunden und der Kreuzband-defizienten Seite.
5. Die signifikant höhere posteriore Translation des medialen Femurkondylus bei Kreuzband-defizienten Kniegelenken liefert Hinweise auf eine möglicherweise größere Belastung für das Innenmeniskushinterhorn. Diese größere Translation des medialen Femurkondylus könnte die erhöhte Rate an sekundären Folgeschäden am Innenmeniskushinterhorn nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes erklären.

Mit der vorgestellten Technik sollte es möglich werden, Defizite der neuromuskulären Kontrolle von stabilisierenden Muskeln aufzudecken und bei Patienten mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes unterschiedliche Translationen der Menisken und der Femurkondylen nachzuweisen, um Folgeschäden im Kniegelenk möglichst zu vermeiden.

7. Zusammenfassung

Die Ruptur des vorderen Kreuzbandes wird als Ursache für eine erhöhte Instabilität im Kniegelenk angesehen. Quantitative Untersuchungen der Translation der Femurkondylen und der Menisken auf dem Tibiaplateau bei der Knieflexion zeigten in Präparate-, Röntgenstereographie- oder MRT-Studien ein unterschiedliches Ausmaß bei der Translation. Die Ursache dafür liegt in der unterschiedlichen Berücksichtigung der passiven und aktiven Stabilisatoren des Kniegelenks.

Ziel dieser Studie war die Entwicklung eines dreidimensionalen Analyseverfahrens mit Hilfe der offenen MRT. Dabei sollte eine simultane Messung der femoro-tibialen und menisko-tibialen Translation im Kniegelenk in vivo unter physiologischer neuromuskulärer Kontrolle erreicht werden, um insbesondere die Frage zu klären, ob eine erhöhte Rate an Folgeschäden insbesondere am Innenmeniskushinterhorn durch eine größere posteriore Translation der Femurkondylen bei Patienten nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes erklärt werden kann.

Bei 10 Patienten mit einer nicht-operierten chronischen vorderen Kreuzbandruptur wurde in einem offenen MRT-Gerät sowohl das Gelenk mit der vorderen Kreuzbandruptur als auch das kontralaterale gesunde Kniegelenk in 30° und 90° Knieflexion während flektierender oder extendierender Muskelaktivität mittels einer T1-gewichteten 3D-Gradienten Echosequenz dargestellt (Repetitionszeit = 13,1 ms, Echozeit = 7,0 ms, Flipwinkel 30°). Nach der MR-Bilddatenakquisition erfolgte die Segmentierung der Femurkondylen, der Menisken und der Tibia und anschließend eine 3D-Rekonstruktion der segmentierten Strukturen. Zur Berechnung der Translation bei der Knieflexion von 30° auf 90° und der Berechnung der unterschiedlichen Position zwischen den beiden applizierten Krafrichtungen diente die femoro-tibiale und die menisko-tibiale Minimaldistanz. Diese wurde aus dem Abstand der epikondylären Femurkondylenachse bzw. der Hinterkante der Meniskushinterhörner zur ersten Hauptachse des Tibiaplateaus (medial-lateral Ausrichtung) errechnet. Ziel der Berechnungen war der Vergleich der Translation der Femurkondylen und der Menisken bei der Knieflexion von 30° auf 90° und die Auswirkung von entgegengesetzten Muskelkräften auf die Position der Femurkondylen und der Menisken.

Die epikondyläre Achsentechnik zeigte eine hohe Reproduzierbarkeit mit einer Standardabweichung von 0,12 mm. Sowohl bei den gesunden Kniegelenken als auch bei den Kniegelenken mit einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes kam es bei der Knieflexion von 30° auf 90° zu einer posterioren Translation des Innen- und Außenmeniskus und des lateralen

Femurkondylus gegenüber der Tibia. Diese war unter flektierender Muskelaktivität größer als unter extendierender Muskelaktivität. Der mediale Femurkondylus zeigte auf der gesunden Seite nur eine geringe posteriore Translation bzw. eine anteriore Translation, wohingegen auf der Seite mit der Ruptur des vorderen Kreuzbandes eine signifikant posteriore Translation des medialen Femurkondylus gegenüber der Tibia auftrat. Außerdem kam es bei der Knieflexion von 30° auf 90° sowohl bei den gesunden als auch bei den Kreuzband-insuffizienten Kniegelenken zu einer Außenrotation der epikondylären Achse der Femurkondylen gegenüber der Tibia.

Das unterschiedliche Ausmaß der Translation des medialen Femurkondylus zwischen gesunden und Kreuzband-defizienten Kniegelenken könnte auf eine erhöhte Krafteinwirkung auf das Hinterhorn des Innenmeniskus nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes hinweisen. Diese erhöhte Krafteinwirkung auf das Hinterhorn des Innenmeniskus könnte der Grund dafür sein, dass nach einer Ruptur des vorderen Kreuzbandes eine erhöhte Rate von Innenmeniskusläsionen auftreten, die letztendlich zu einem stärkeren Verschleiß des Innenmeniskus und zu einer vorzeitigen Arthrose des Kniegelenks führen.

8. Literaturverzeichnis

1. Aagaard H, Verdonk R (1999) Function of the normal meniscus and consequences of meniscal resection. *Scand J Med Sci Sports Jun*;9(3):134-40
2. Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F, Dyhre-Poulsen P (2000) Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports Apr*;10(2):58-67
3. Adachi N, Ochi M, Uchio Y, Iwasa J, Ryoike K, Kuriwaka M (2002) Mechanoreceptors in the anterior cruciate ligament contribute to the joint position sense. *Acta Orthop Scand Jun*;73(3):330-4
4. Alioto RJ, Browne JE, Barnhouse CD, Scott AR (1999) The influence of MRI on treatment decisions regarding knee injuries. *Am J Knee Surg Spring*;12(2):91-7
5. Allen CR, Wong EK, Livesay GA, Sakane M, Fu FH, Woo SL (2000) Importance of the medial meniscus in the anterior cruciate ligament-deficient knee. *J Orthop Res Jan*;18(1):109-15
6. Ando Y, Fukatsu H, Ishigaki T, Aoki I, Yamada T (1994) Analysis of knee movement with low-field MR equipment--a normal volunteer study. *Radiat Med Jul-Aug*;12(4):153-60
7. Asano T, Akagi M, Tanaka K, Tamura J, Nakamura T (2001) In vivo three-dimensional knee kinematics using a biplanar image-matching technique *Clin Orthop Jul*;388:157-66
8. Aune AK, Cawley PW, Ekeland A (1997) Quadriceps muscle contraction protects the anterior cruciate ligament during anterior tibial translation. *Am J Sports Med Mar-Apr*;25(2):187-90
9. Aune AK, Nordsletten L, Ekeland A (1999) Structural capacity of the knee to anterior cruciate ligament failure during quadriceps contraction. An in vivo study in the rat. *J Biomech Jul*;29(7):891-7
10. Bankier A, Breitenseher M, Trattnig S, Gabler C, Flieder U, Dorffner R, Imhof H (1997) MRI diagnosis of lesions of the anterior cruciate ligament--comparison of 1.0 Tesla and 0.2 Tesla. Initial results *Radiologe Oct*;37(10):807-11
11. Banks SA, Markovich GD, Hodge WA (1997) In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty Apr*;12(3):297-304
12. Beard DJ, Murray DW, Gill HS, Price AJ, Rees JL, Alfaro-Adrian J, Dodd CA (2001) Reconstruction does not reduce tibial translation in the cruciate-deficient knee an in vivo study. *J Bone Joint Surg Br Nov*;83(8):1098-103
13. Benvenuti JF, Vallotton JA, Meystre JL, Leyvraz PF (1998) Objective assessment of the anterior tibial translation in Lachman test position. Comparison between three types of measurement. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;6(4):215-9
14. Berry J, Kramer K, Binkley J, Binkley GA, Stratford P, Hunter S, Brown K (1999) Error estimates in novice and expert raters for the KT-1000 arthrometer. *J Orthop Sports Phys Ther Jan*;29(1):49-55
15. Besier TF, Lloyd DG, Cochrane JL, Ackland T (2001) External loading of the knee joint during running and cutting maneuvers. *Med Sci Sports Exerc Jul*;33(7):1168-75
16. Beynnon B, Howe J, Pope M, Johnson R, Flemin B (1992) The measurement of anterior cruciate ligament strain in vivo. *Int Orthop*;16:1-12
17. Beynnon BD, Amis AA (1998) In vitro testing protocols for the cruciate ligaments and ligament reconstructions. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* ;6 Suppl 1:S70-6

18. Binfield PM, Maffulli N, King JB (1993) Patterns of meniscal tears associated with anterior cruciate ligament lesions in athletes. *Injury* Sep;24(8):557-61
19. Blankevoort L, Kuiper JH, Huiskes R, Grootenboer HJ (1991) Articular contact in a three-dimensional model of the knee. *J Biomech*;24(11):1019-31
20. Boniface RJ, Fu FH, Ilkhanipour K (1986) Objective anterior cruciate ligament testing. *Orthopedics* Mar;9(3):391-3
21. Bonnin M, Carret JP, Dimnet J, Dejour H (1996) The weight-bearing knee after anterior cruciate ligament rupture. An in vitro biomechanical study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;3(4):245-51
22. Bortz J (1999) *Statistik für Sozialwissenschaftler* Springer Verlag 5. Auflage
23. Brandser EA, Riley MA, Berbaum KS, el-Khoury GY, Bennett DL (1996) MR imaging of anterior cruciate ligament injury: independent value of primary and secondary signs *AJR Am J Roentgenol* Jul;167(1):121-6
24. Bredella MA, Tirman PF, Peterfy CG, Zarlingo M, Feller JF, Bost FW, Belzer JP, Wischer TK, Genant HK (1999) Accuracy of T2-weighted fast spin-echo MR imaging with fat saturation in detecting cartilage defects in the knee: comparison with arthroscopy in 130 patients. *AJR Am J Roentgenol* Apr;172(4):1073-80
25. Brooks S, Morgan M (2002) Accuracy of clinical diagnosis in knee arthroscopy. *Ann R Coll Surg Engl* Jul;84(4):265-8
26. Bylski-Austrow DI, Ciarelli MJ, Kayner DC, Matthews LS, Goldstein SA (1994) Displacements of the menisci under joint load: an in vitro study in human knees. *J Biomech* Apr;27(4):421-31
27. Chan WP, Peterfy C, Fritz RC, Genant HK (1994) MR diagnosis of complete tears of the anterior cruciate ligament of the knee: importance of anterior subluxation of the tibia. *AJR Am J Roentgenol* Feb;162(2):355-60
28. Chen WT, Shih TT, Tu HY, Chen RC, Shau WY (2002) Partial and complete tear of the anterior cruciate ligament. *Acta Radiol* Sep;43(5):511-6
29. Churchill DL, Incavo SJ, Johnson CC, Beynon BD (1998) The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clin Orthop* Nov;(356):111-8
30. Crues JV, Stoller DW (1993) The menisci. In: Mink jh, Reicher MA, Crues JV, Deutsch AL. *MRI of the Knee*. New York: Raven Press:91-140
31. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR (1994) Fate of the ACL-injured patient. A prospective outcome study. *Am J Sports Med* Sep-Oct;22(5):632-44
32. Daniel DM, Stone ML, Sachs R, Malcom L (1985) Instrumented measurement of anterior knee laxity in patients with acute anterior cruciate ligament disruption. *Am J Sports Med*;13:401-407
33. Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, Gabriel SM (1996) In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop* Oct;(331):107-17
34. Dimond PM, Fadale PD, Hulstyn MJ, Tung GA, Greisberg J (1998) A comparison of MRI findings in patients with acute and chronic ACL tears. *Am J Knee Surg* Summer;11(3):153-9
35. Draganich LF, Andriacchi TP, Andersson GB (1987) Interaction between intrinsic knee mechanics and the knee extensor mechanism. *J Orthop Res*;5(4):539-47
36. Dürselen L, Claes L, Kiefer H (1995) The influence of muscle forces and external loads on cruciate ligament strain. *Am J Sports Med*; 23 129-136

37. Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L (1999) Laxity, instability, and functional outcome after ACL injury: copers versus noncopers. *Med Sci Sports Exerc* Feb;31(2):210-5
38. Elias SG, Freeman MAR, Gokcay EI (1990) A correlatiative study of the geometry and anatomy of the distal femur. *Clin Orthop* 260;98-103
39. Falchhook FS, Tigges S, Carpenter WA, Branch TP, Stiles RG (1996) Accuracy of direct signs of tears of the anterior cruciate ligament. *Can Assoc Radiol J* Apr;47(2):114-20
40. Fleming BC, Renstrom PA, Beynnon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ, Johnson RJ (2001 a) The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech* Feb;34(2):163-70
41. Fleming BC, Renstrom PA, Ohlen G, Johnson RJ, Peura GD, Beynnon BD, Badger GJ (2001 b) The gastrocnemius muscle is an antagonist of the anterior cruciate ligament. *J Orthop Res* Nov;19(6):1178-84
42. Friden T, Egund N, Lindstrand A (1993) Comparison of symptomatic versus nonsymptomatic patients with chronic anterior cruciate ligament insufficiency. Radiographic sagittal displacement during weightbearing. *Am J Sports Med* May-Jun;21(3):389-93
43. Friedman RL, Jackson DW (1996) Magnetic resonance imaging of the anterior cruciate ligament: current concepts. *Orthopedics* Jun;19(6):525-32
44. Fujimoto E, Sumen Y, Ochi M, Ikuta Y (2002) Spontaneous healing of acute anterior cruciate ligament (ACL) injuries -conservative treatment using an extension block soft brace without anterior stabilization. *Arch Orthop Trauma Surg* May;122(4):212-6
45. Fukubayashi T, Torzilli PA, Sherman MF, Warren RF (1982) An in vitro biomechanical evaluation of anterior-posterior motion of the knee. Tibial displacement, rotation, and torque. *J Bone Joint Surg Am* Feb;64(2):258-64
46. Fukuta H, Takahashi S, Hasegawa Y, Ida K, Iwata H (2000) Passive terminal extension causes anterior tibial translation in some anterior cruciate ligament-deficient knees. *J Orthop Sci*;5(3):192-7
47. Georgoulis AD, Pappa L, Moebius U, Malamou-Mitsi V, Pappa S, Papageorgiou CO, Agnantis NJ, Soucacos PN (2001) The presence of proprioceptive mechanoreceptors in the remnants of the ruptured ACL as a possible source of re-innervation of the ACL autograft. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* Nov;9(6):364-8
48. Gibbs NJ (1993) Injuries in professional rugby league. A three year prospective study of the South Sydney professional rugby league football club. *Am J Sports Med* 21:696-700
49. Gillquist J, Messner K (1999) Anterior cruciate ligament reconstruction and the long-term incidence of gonarthrosis. *Sports Med* Mar;27(3):143-56
50. Good L, Roos H, Gottlieb DJ, Renstrom PA, Beynnon BD (1999) Joint position sense is not changed after acute disruption of the anterior cruciate ligament. *Acta Orthop Scand* Apr;70(2):194-8
51. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Heuck A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (1998) A technique for determining the spatial relationship between the rotator cuff and the subacromial space in arm abduction using MRI and 3D image processing. *Magn Reson Med* Oct;40(4):640-3
52. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (1999 a) Subacromial space width changes during abduction and rotation -a 3-D MR imaging study. *Surg Radiol Anat*;21(1):59-64

-
53. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Haubner M, Rohrer H, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (1999 b) Three-dimensional analysis of the width of the subacromial space in healthy subjects and patients with impingement syndrome. *AJR Am J Roentgenol* Apr;172(4):1081-6
 54. Graichen H, Bonel H, Stammberger T, Heuck A, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (1999 c) An MR-based technique for determination of the subacromial space width in subjects with and without shoulder muscle activity *Z Orthop Ihre Grenzgeb* Jan-Feb;137(1):2-6
 55. Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Karl-Hans Englmeier, Reiser M, Eckstein F (2000) Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open-MRI study *J Biomech* May;33(5):609-13
 56. Graichen H, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (2001 a) An in vivo technique for determining 3D muscular moment arms in different joint positions and during muscular activation - application to the supraspinatus. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* Jun;16(5):389-94
 57. Graichen H, Stammberger T, Bonel H, Wiedemann E, Englmeier KH, Reiser M, Eckstein F (2001 b) Three-dimensional analysis of shoulder girdle and supraspinatus motion patterns in patients with impingement syndrome. *J Orthop Res* Nov;19(6):1192-8
 58. Hallen L, Lindahl O (1966) The „screw home“ movement in the knee-joint. *Acta Orthop Scandinav*;37:97-106
 59. Haubner M, Krapichler C, Losch A, Englmeier KH, van Eimeren W (1997) Virtual reality in medicine-computer graphics and interaction techniques. *IEEE Trans Inf Technol Biomed* Mar;1(1):61-72
 60. Haut Donahue TL, Hull ML, Rashid MM, Jacobs CR (2003) How the stiffness of meniscal attachments and meniscal material properties affect tibio-femoral contact pressure computed using a validated finite element model of the human knee joint. *J Biomech* Jan;36(1):19-34
 61. Hill PF, Vedi V, Williams A, Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 2: the loaded and unloaded living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br* Nov;82(8):1196-8
 62. Hirokawa S, Solomonow M, Lu Y, Lou ZP, D'Ambrosia R (1992) Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am J Sports Med* May-Jun;20(3):299-306
 63. Hollister AM, Jatana A, Sing AK, Sullivan WW, Lupichuk AG (1993) The axes of rotation of the knee. *clin Orthop* 290:289-268
 64. Howell SM (1990) Anterior tibial translation during a maximum quadriceps contraction: is it clinically significant? *Am J Sports Med* Nov-Dec;18(6):573-8
 65. Hsieh YF, Draganich LF, Ho SH, Reider B (1998) The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on patellofemoral kinematics. *Am J Sports Med* Mar-Apr;26(2):201-9
 66. Ikeuchi K, Sakoda H, Sakaue R, Tsuji K, Tomita N (1998) A new method for accurate measurement of displacement of the knee menisci. *Proc Inst Mech Eng [H]*;212(3):183-8
 67. Iwaki H, Pinskerova V, Freeman MA (2000) Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br* Nov;82(8):1189-95
 68. Jonsson H, Karrholm J (1989) Elmqvist LG Kinematics of active knee extension after tear of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* Nov-Dec;17(6):796-802
 69. Kapandji IA (1987) *The Physiology of the Joints*, vol 2The Lower Limb 5 th edi. Churchill Livingstone, London

70. Kaplan PA, Dussault RG (1993) Magnetic resonance imaging of the knee: menisci, ligaments, tendons. *Top Magn Reson Imaging* Fall;5(4):228-48
71. Kawahara Y, Uetani M, Fuchi K, Eguchi H, Hayashi K (1999) MR assessment of movement and morphologic change in the menisci during knee flexion. *Acta Radiol Nov*;40(6):610-4
72. Kennedy JC, Weinberg HW, Wilson AS (1974) The anatomy and function of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg (Am)*;56:223-235
73. Kreitner KF, Hansen M, Schadmand-Fischer S, Krummenauer F, Runkel M (1999) Low-field MRI of the knee joint: results of a prospective, arthroscopically controlled study. *Rofo Fortschr Geb Rontgenstr Neuen Bildgeb Verfahr Jan*;170(1):35-40
74. Kühne JH, Durr HR, Steinborn M, Jansson V, Refior HJ (1998) Magnetic resonance imaging and knee stability following ACL reconstruction. *Orthopedics Jan*;21(1):39-43
75. Kurosawa H, Walker PS, Garg A, Hunter T (1985) Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. *J Biomech* 18:487-499
76. Kvist J, Gillquist J (1999) Anterior tibial translation during eccentric, isokinetic quadriceps work in healthy subjects. *Scand J Med Sci Sports Aug*;9(4):189-94
77. Kvist J, Gillquist J (2001 a) Sagittal plane knee translation and electromyographic activity during closed and open kinetic chain exercises in anterior cruciate ligament-deficient patients and control subjects. *Am J Sports Med Jan-Feb*;29(1):72-82
78. Kvist J, Gillquist J.(2001 b) Anterior positioning of tibia during motion after anterior cruciate ligament injury. *Med Sci Sports Exerc Jul*;33(7):1063-72
79. Kvist J, Karlberg C, Gerdle B, Gillquist J (2001 c) Anterior tibial translation during different isokinetic quadriceps torque in anterior cruciate ligament deficient and nonimpaired individuals. *J Orthop Sports Phys Ther Jan*;31(1):4-15
80. Lawrance JA, Ostlere SJ, Dodd CA (1996) MRI diagnosis of partial tears of the anterior cruciate ligament. *Injury Apr*;27(3):153-5
81. Lee JK, Yao L, Phelps CT, Wirth CR, Czajka J, Lozman J (1988) Anterior cruciate ligament tears: MR imaging compared with arthroscopy and clinical tests. *Radiology Mar*;166(3):861-4
82. Li G, Gil J, Kanamori A, Woo SL (1999 a) A validated three-dimensional computational model of a human knee joint. *J Biomech Eng Dec*;121(6):657-62
83. Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL (1999 b) The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech Apr*;32(4):395-400
84. Limbird TJ, Shiavi R, Frazer M, Borra H (1988) EMG profiles of knee joint musculature during walking: changes induced by anterior cruciate ligament deficiency. *J Orthop Res*;6(5):630-8
85. Liu SH, Osti L, Dorey F, Yao L (1994) Anterior cruciate ligament tear. A new diagnostic index on magnetic resonance imaging. *Clin Orthop May*;302:147-50
86. Liu W, Maitland ME (2000) The effect of hamstring muscle compensation for anterior laxity in the ACL-deficient knee during gait. *J Biomech Jul*;33(7):871-9
87. MacWilliams BA, Wilson DR, DesJardins JD, Romero J, Chao EY (1999) Hamstrings cocontraction reduces internal rotation, anterior translation, and anterior cruciate ligament load in weight-bearing flexion. *J Orthop Res Nov*;17(6):817-22

-
88. Maletius W, Messner K (1999) Eighteen- to twenty-four-year follow-up after complete rupture of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med* Nov-Dec;27(6):711-7
 89. Markolf KL, Mensch JS, Amstutz HC (1976) Stiffness and laxity of the knee--the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J Bone Joint Surg Am* Jul;58(5):583-94
 90. Markolf KL, Kochan A, Amstutz HC (1984) Measurement of knee stiffness and laxity in patients with documented absence of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am* Feb;66(2):242-52
 91. Markolf KL, Willems MJ, Jackson SR, Finerman GA (1998) In situ calibration of miniature sensors implanted into the anterior cruciate ligament part II: force probe measurements. *J Orthop Res* Jul;16(4):464-71
 92. Matsuda S, Matsuda H, Miyagi T, Sasaki K, Iwamoto Y, Miura H (1998) Femoral condyle geometry in the normal and varus knee. *Clin Orthop* Apr;(349):183-8
 93. McLean SG, Myers PT, Neal RJ, Walters MR (1998) A quantitative analysis of knee joint kinematics during the sidestep cutting maneuver. Implications for non-contact anterior cruciate ligament injury. *Bull Hosp Jt Dis*;57(1):30-8
 94. Menschik A (1974) Mechanik des Kniegelenks. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* Jun;112(3):481-95
 95. More RC, Karras BT, Neiman R, Fritschy D, Woo slY, Daniel DM (1993) Hamstrings-an anterior cruciate ligament protagonist: an in-vitro study. *Am J Sports Med*;21:231-7
 96. Muhle C, Thompson WO, Sciulli R, Pedowitz R, Ahn JM, Yeh L, Clopton P, Haghghi P, Trudell DJ, Resnick D (1999) Transverse ligament and its effect on meniscal motion. Correlation of kinematic MR imaging and anatomic sections. *Invest Radiol* Sep;34(9):558-65
 97. Müller W (1994) Menisken und Knie Stabilität *Orthopade* Apr;23(2):93-7
 98. Munk PL (1989) Magnetic resonance imaging of the knee: an overview. *Can Assoc Radiol J* Dec;40(6):296-303
 99. Murao H, Morishita S, Nakajima M, Abe M (1998) Magnetic resonance imaging of anterior cruciate ligament (ACL) tears: diagnostic value of ACL-tibial plateau angle. *J Orthop Sci*;3(1):10-7
 100. Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H, Fanghanel J (1993) Biomechanical principles of diarthroses and synarthroses. III: Mechanical aspects of the tibiofemoral joint and role of the cruciate ligaments *Z Orthop Ihre Grenzgeb* Sep-Oct;131(5):385-96
 101. Niitsu M, Ikeda K, Fukubayashi T, Anno I, Itai Y (1996) Knee extension and flexion: MR delineation of normal and torn anterior cruciate ligaments. *J Comput Assist Tomogr* Mar-Apr;20(2):322-7
 102. Noyes FR, Mooar PA, Matthews DS (1983) The symptomatic anterior cruciate deficient knee. I. Long term functional disability in athletically active individuals. *J Bone Joint Surg Am*;65A:154-162
 103. Noyes FR, Schipplein OD, Andriacchi TP, Suddemi SR, Weise M (1992) The anterior cruciate ligament-deficient knee with varus alignment. An analysis of gait adaptations and dynamic joint loadings. *Am J Sports Med* Nov-Dec;20(6):707-16
 104. O'Connor JJ, Shercliff TL, Biden E, Goodfellow JW (1989) The geometry of the knee in the sagittal plane. *Proc Inst Mech Eng [H]*;203(4):223-33
 105. Odensten, M.; Lysholm, J.; Gillquist J (1985) The course of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Am J Sports Med* ; 13 183-6
 106. Pennock GR, Clark KJ (1990) An anatomy-based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee. *J Biomech*;23(12):1209-18

107. Pinskerova V, Iwaki H, Freeman MA (2000) The shapes and relative movements of the femur and tibia at the knee. *Orthopade Jun*;29 Suppl 1:S3-5
108. Putz (1995) Anatomie und Biomechanik des Kniegelenks *Radiologe Feb*;35(2):77-86
109. Reiser M, Rupp N, Pfändener K, Schepp S, Lukas P (1986) Die Darstellung von Kreuzbandläsionen durch die MR-Tomographie. *Fortsch Röntgenstr.*;145:193-198
110. Renström P, Arms SW, Stanwyck TS, Johnson RJ, Pope MH (1986) Strain within the anterior cruciate ligament during hamstring and quadriceps activity. *Am J Sports Med Jan-Feb*;14(1):83-7
111. Reuben JD, Rovick JS, Schrage RJ, Walker PS, Boland AL (1989) Three-dimensional dynamic motion analysis of the anterior cruciate ligament deficient knee joint. *Am J Sports Med Jul-Aug*;17(4):463-71
112. Roose H (1994) Anterior cruciate ligament injuries and soccer – an incompatible combination? In: *Exercise, knee injury and arthrosis*. University Hospital, Lund:1-15
113. Rose NE, Gold SM (1996) A comparison of accuracy between clinical examination and magnetic resonance imaging in the diagnosis of meniscal and anterior cruciate ligament tears. *Arthroscopy Aug*;12(4):398-405
114. Roychowdhury S, Fitzgerald SW, Sonin AH, Peduto AJ, Miller FH, Hoff FL (1997) Using MR imaging to diagnose partial tears of the anterior cruciate ligament: value of axial images. *AJR Am J Roentgenol Jun*;168(6):1487-91
115. Rudolph KS, Eastlack ME, Axe MJ, Snyder-Mackler L (1998) 1998 Basmajian Student Award Paper: Movement patterns after anterior cruciate ligament injury: a comparison of patients who compensate well for the injury and those who require operative stabilization. *J Electromyogr Kinesiol Dec*;8(6):349-62
116. Ryder SH, Hohnson RJ, Beynon BD, Ettliger CF (1997) Prevention of ACL injuries. *J Sport Rehabil* 6;80-96
117. Sakane M, Livesay GA, Fox RJ, Rudy TW, Runco TJ, Woo SL (1999) Relative contribution of the ACL, MCL, and bony contact to the anterior stability of the knee. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*;7(2):93-7
118. Scavenius M, Bak K, Hansen S, Norring K, Jensen KH, Jorgensen U (1999) Isolated total ruptures of the anterior cruciate ligament--a clinical study with long-term follow-up of 7 years. *Scand J Med Sci Sports Apr*;9(2):114-9
119. Segawa H, Omori G, Koga Y (2001) Long-term results of non-operative treatment of anterior cruciate ligament injury. *Knee Mar*;8(1):5-11
120. Sernert N, Kartus J, Köhler K, Ejerhed L, J. Karlsson (2001) Evaluation of the reproducibility of the KT-1000 arthrometer *Scand J Med Sci Sports Apr*;11(2):120-5
121. Shahabpour M, Handelberg F, Casteleyn PP, Machiels F, Osteaux M (1997) Imaging in sports-medicine--knee. *Eur J Radiol Dec*;26(1):23-45
122. Shelton WR, Barrett GR, Dukes A (1997) Early season anterior cruciate ligament tears. A treatment dilemma. *Am J Sports Med Sep-Oct*;25(5):656-8
123. Sherman OH, Fox Jm, Snyder SJ (1986) Arthroscopy, no problem surgery: an analysis of complications in 2640 cases. *J Bone Joint Surg*;65A:256-265
124. Siu D, Rudan J, Wevers HW, Griffiths P (1996) Femoral articular shape and geometry. A three-dimensional computerized analysis of the knee. *J Arthroplasty*; 11 166-173

-
125. Smidt GL (1973) Biomechanical analysis of knee flexion and extension. *J Biomech* Jan;6(1):79-92
 126. Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, Shoji H, Bose W, Beck C, D'Ambrosia R (1987) The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *Am J Sports Med* May-Jun;15(3):207-13
 127. Stähler A, Glaser C, Reiser M (2000) Musculoskeletal MR: knee. *Eur Radiol*;10(2):230-41
 128. Stammberger T, Eckstein F, Engelmeier KH, Reiser M (1999) Determination of 3D cartilage thickness data from MR imaging: Computational method and reproducibility in the living. *Magn Reson Med* 41:529-536
 129. Steele JR, Brown JM (1999) Effects of chronic anterior cruciate ligament deficiency on muscle activation patterns during an abrupt deceleration task. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* May;14(4):247-57
 130. Stockle U, Hoffmann R, Schwedtke J, Lubrich J, Vogl T, Sudkamp NP (1997) Wertigkeit der MRT in der Beurteilung des Kreuzbandersatzes *Unfallchirurg* Mar;100(3):212-8
 131. Stull MA, Nelson MC (1990) The role of MRI in diagnostic imaging of the injured knee. *Am Fam Physician* Feb;41(2):489-500
 132. Sumen Y, Ochi M, Adachi N, Urabe Y, Ikuta Y (1999) Anterior laxity and MR signals of the knee after exercise. A comparison of 9 normal knees and 6 anterior cruciate ligament reconstructed knees. *Acta Orthop Scand* Jun;70(3):256-60
 133. Takai S, Woo SL, Livesay GA, Adams DJ, Fu FH (1993) Determination of the in situ loads on the human anterior cruciate ligament *J Orthop Res* Sep;11(5):686-95
 134. Takeda Y, Xerogeanes JW, Livesay GA, Fu FH, Woo SL (1994) Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy* Apr;10(2):140-7
 135. Thompson WO, Thaete FL, Fu FH, Dye SF. (1991) Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *Am J Sports Med*; 19 210-215
 136. Todo S, Yoshinori K, Moilanen T, Kobayashi A, Yamano Y, Iwaki H, Freemann (1999) Anteroposterior and Rotational Movement of Femur during Knee Flexion. *Clin Ortho Rel Res*;Mar 362:162-170
 137. Torg JS, Conrad W, Kalen V (1976) Clinical diagnosis of anterior cruciate ligament instability in the athlete. *Am J Sports Med* Mar-Apr;4(2):84-93
 138. Torzilli PA, Deng X, Warren RF (1994) The effect of joint-compressive load and quadriceps muscle force on knee motion in the intact and anterior cruciate ligament-sectioned knee. *Am J Sports Med* Jan-Feb;22(1):105-12
 139. v. Eisenhart-Rothe R, Wiedemann E, Bonel H, Eckstein F, Reiser M, Englmeier KH, Graichen H (2000) MRI-based 3-D analysis of the glenohumeral translation in patients with shoulder instability *Z Orthop Ihre Grenzgeb* Nov-Dec;138(6):481-6
 140. v. Eisenhart-Rothe R, Jäger A, Englmeier K-H, Vogl T, Graichen H (2002) Relevance of arm position and muscle activity on three-dimensional glenohumeral translation in patients with traumatic and atraumatic shoulder instability. *Am J Sports Med*. Jul-Aug;30(4):514-22
 141. Vahey TN, Broome DR, Kayes KJ, Shelbourne KD (1991) Acute and chronic tears of the anterior cruciate ligament: differential features at MR imaging. *Radiology* Oct;181(1):251-3
 142. Vedi V, Williams A, Tennant SJ, Spouse E, Hunt DM, Gedroyc WM (1999) Meniscal movement. An in-vivo study using dynamic MRI. *J Bone Joint Surg Br* Jan;81(1):37-41

-
143. Vellet AD, Lee DH, Munk PL, Hewett L, Eliasziw M, Dunlavy S, Vidito L, Fowler PJ, Miniaci A, Amendola A (1995) Anterior cruciate ligament tear: prospective evaluation of diagnostic accuracy of middle- and high-field-strength MR imaging at 1.5 and 0.5 T. *Radiology* Dec;197(3):826-30
 144. Veltri DM, Deng XH, Torzilli PA, Warren RF, Maynard MJ (1995) The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. A biomechanical study. *Am J Sports Med* Jul-Aug;23(4):436-43
 145. Vergis A, Gillquist J (1998) Sagittal plane translation of the knee during stair walking. Comparison of healthy and anterior cruciate ligament--deficient subjects. *Am J Sports Med* Nov-Dec;26(6):841-6
 146. Wexler G, Hurwitz DE, Bush-Joseph CA, Andriacchi TP, Bach BR Jr (1998) Functional gait adaptations in patients with anterior cruciate ligament deficiency over time. *Clin Orthop* Mar;(348):166-75
 147. Wilk KE, Escamilla RF, Fleisig GS, Barrentine SW, Andrews JR, Boyd ML (1996) A comparison of tibiofemoral joint forces and electromyographic activity during open and closed kinetic chain exercises. *Am J Sports Med* Jul-Aug;24(4):518-27
 148. Wilson DR, Feikes JD, O'Connor JJ (1998) Ligaments and articular contact guide passive knee flexion. *J Biomech* Dec;31(12):1127-36
 149. Wismans J, Veldpaus F, Janssen J, Huson A, Struben P (1980) A three-dimensional mathematical model of the knee-joint. *J Biomech*;13(8):677-85
 150. Yack HJ, Riley LM, Whieldon TR (1994) Anterior tibial translation during progressive loading of the ACL-deficient knee during weight-bearing and nonweight-bearing isometric exercise. *J Orthop Sports Phys Ther* Nov;20(5):247-53
 151. Yoshioka Y, Siu D, Cooke TD (1987) The anatomy and functional axes of the femur. *J Bone Joint Surg Am*; 69 873-80
 152. Zavatsky AB, Beard DJ, O'Connor JJ (1994) Cruciate ligament loading during isometric muscle contractions. A theoretical basis for rehabilitation. *Am J Sports Med* May-Jun;22(3):418-23

9. Danksagung

Ich möchte mich besonders bei Herrn PD Dr. med Heiko Graichen und Herrn Dr. med Rüdiger von Eisenhart-Rothe (Orthopädische Klinik Friedrichsheim, Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt) sowie bei Herrn PD Dr. med Felix Eckstein (Anatomische Anstalt, Ludwig Maximilian Universität München) für ihre außerordentlich umfassende und aufopfernde Betreuung bedanken, die es mir ermöglichte diese Arbeit zu verfassen. Durch konstruktive, motivierende und prompte Verbesserungsvorschläge waren sie jederzeit eine große Hilfe und hatten stets ein offenes Ohr für meine Anliegen.

Herzlich danken möchte ich auch Herrn PD Dr. Karl-Heinz Engelmeier für die Bereitstellung meines Arbeitsplatzes in der GSF, Neuherberg. Besonderen Dank möchte ich an Herrn. Dipl.-Ing. Markus Siebert (GSF, Neuherberg) richten, der die Zylinderfitting-Programme der epikondylären Achsentechnik entwickelt und die Bildbearbeitungssoftware aktualisiert hat. Herrn Dipl. Ing. Jan Hohe (GSF, Neuherberg) bin ich für die Hilfestellung bei allen Fragen zur Datenverarbeitung, bei Unix und diversen Softwareproblemen zu großem Dank verpflichtet.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. med Harald Bonél (Institut für Radiologische Diagnostik, Klinikum der LMU München, Großhadern) und Herrn Prof. Dr. med M. Reiser (Direktor des Instituts für Radiologische Diagnostik, Klinikum der LMU München, Großhadern), die Untersuchungszeiten am offenen MRT zur Verfügung stellten und bei Problemen zur Bilddatenerhebung jederzeit zur Verfügung standen.

Ein herzliches Dankeschön auch an Herrn Wolfgang Tirsch, GSF Neuherberg für die statistische Betreuung.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei allen Probanden für Ihre Geduld und Bereitschaft, diese Arbeit zu unterstützen herzlich bedanken.

10. Lebenslauf

Christoph Joachim Bringmann

* 16.02.1975 Schrobenhausen

verheiratet; keine Kinder

Schulbildung

09/81 - 08/85 Grundschule in Aichach

09/85 - 07/94 Deutschherren-Gymnasium, Aichach
Abschluss: Abitur

Zivildienst

08/95 – 10/96 Zivildienst an der Schule für geistig behinderte Kinder der „Lebenshilfe e.V.“ Aichach

Studium

11/95 - 06/02 Studium der Humanmedizin an der Ludwigs-Maximilians-Universität München
06/02 Abschluss: Note 2,83

Stipendium

09/98 Gesellschaft Deutscher Naturforscher und Ärzte: Förderpreis der Heraeus Stiftung

Praktika

09/95 - 10/95 Pflegepraktikum im Kreiskrankenhaus Aichach

03/98 Famulatur in der Abteilung Innere Medizin im Kreiskrankenhaus Schrobenhausen

10/99 - 11/99 Famulatur in der Abteilung der Unfall- und Wiederherstellungschirurgie im Krankenhaus „Dritter Orden“ in München

10/99 Famulatur in der Orthopädie der Semmelweis-Universität in Budapest

03/2000 Famulatur in einer Allgemeinarztpraxis in Aichach

10/00 Famulatur in der Orthopädie der Johann Wolfgang Goethe Universität in Frankfurt

Praktisches Jahr

04/01 - 08/01 Innere Medizin im Städtisches Krankenhaus München Harlaching

08/01 - 12/01 Chirurgie im Universitätsspital Zürich

12/01 - 03/02 Neurologie im Städtischen Krankenhaus München Harlaching

	Beruf
Seit 11/02	AIP im Fachbereich Innere Medizin an der Amperklinik AG Dachau
	Fortbildung
05/99 – 07/00	Abdominalsonographiekurs Anfänger und Fortgeschrittene
05/99 – 07/00	Ausbildung Sportmedizin: Theorieteil und Praxis an der Zentralen Hochschulsportanlage
07/02	Grundkurse 1 – 12 der Akupunkturausbildung der DÄGfA
10/02	Theorie Zusatzbezeichnung Naturheilverfahren
	Doktorarbeit
Seit 03/99	Translation der Menisken und Femurkondylen relativ zur Tibia bei Patienten mit vorderer Kreuzbandruptur – Analyse mit der offenen Magnetresonanztomographie
	Präsentationen und Publikationen
30.06.00	Posterpräsentation beim 15. Jahreskongress der Gesellschaft für Orthopädisch-Traumatologische Sportmedizin: Gewinn eines Posterpreises der GOTS
27.-28.09.00	Posterpräsentation bei der 17. Arbeitstagung der Anatomischen Gesellschaft in Würzburg
11.-15.10.00	Posterpräsentation bei der European Orthopaedic Research Society in Wiesbaden
25.-28.02.01	Posterpräsentation bei der Orthopaedic Research Society in San Francisco
15.-16.06.01	Vortrag bei der 2. Tagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik in Freiburg: Gewinn des 2. Preises im Rahmen des „Young Researcher Award“
10/00	Biomedizinische Technik: „Eine neue In-vivo-Technik zur dreidimensionalen Analyse der Translation der Femurkondylen und der Menisken unter dem Einfluss antagonistischer Muskelkräfte“ Band 45, Heft 10
	München, den 27. November 2003