

Biomed. Technik  
45 (2000), 258-264

C. Bringmann<sup>1</sup>  
F. Eckstein<sup>2</sup>  
H. Bonél<sup>2</sup>  
K.-H. Englmeier<sup>3</sup>  
M. Reiser<sup>2</sup>  
H. Graichen<sup>1,4</sup>

## Eine neue In-vivo-Technik zur dreidimensionalen Analyse der Translation der Femurkondylen und der Menisken unter dem Einfluß antagonistischer Muskelkräfte

### A New in vivo Technique for the Three-dimensional Analysis of Femoral and Meniscal Translation under the Influence of Antagonistic Muscle Forces

<sup>1</sup>Forschungsgruppe Muskuloskeletales System, Anatomische Anstalt,  
Ludwig-Maximilians-Universität, München

<sup>2</sup>Institut für Klinische Radiologie, Klinikum Großhadern,  
Ludwig-Maximilians-Universität, München

<sup>3</sup>Institut für Medizinische Informatik und Systemforschung,  
GSF Neuherberg, Oberschleißheim

<sup>4</sup>Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim,  
Johann Wolfgang Goethe Universität, Frankfurt

**Schlüsselwörter:** Knie; Translation; Magnetresonanztomographie; Muskelaktivität; Meniskus

Ziel dieser Studie war die Entwicklung einer MR-basierten 3-D-Technik zur Analyse der Meniskus- und Femurtranslation während der Knieflexion und unter dem Einfluß antagonistischer Muskelkräfte bei gesunden Probanden.

In einem offenen MRT-System wurden fünf gesunde Kniegelenke in 30° und 90° Flexion mit einer T1-gewichteten 3-D-Gradienten-Echosequenz untersucht. Es wurde eine Kraft von 30 N am distalen Unterschenkel mit extendierender und anschließend mit flektierender Zugrichtung angebracht. Nach dreidimensionaler Rekonstruktion erfolgte die Bestimmung der minimalen räumlichen Distanz zwischen dem Schwerpunkt des Tibiaplateaus und der Hinterkante der Menisken sowie der Femurkondylen.

Die Minimaldistanz war bei 30° sowohl für den Meniskus mit  $(23,2 \pm 1,8)$  mm versus  $(16,2 \pm 3,3)$  mm als auch für den Kondylus mit  $(25,1 \pm 1,5)$  mm versus  $(19,0 \pm 3,0)$  mm medial größer als lateral. Unter Flexion auf 90° kam es zur posterioren Translation des Außenmeniskus ( $0,5 \text{ mm} \pm 0,2 \text{ mm}$ ) und des Innenmeniskus ( $3,4 \text{ mm} \pm 1,2 \text{ mm}$ ). Die Kondylen zeigten eine davon abweichende posteriore Translation: lateral  $(2,2 \pm 0,6)$  mm; medial  $(1,8 \pm 1,9)$  mm. In keiner Stellung fand sich ein wesentlicher Unterschied zwischen extendierender und flektierender Muskelaktivität.

In dieser Studie wird eine neue In-vivo-3-D-Technik zur Untersuchung der femoralen und der meniskalen Translation in verschiedenen Knieflexionsstellungen und unter dem Einfluß von Muskelaktivität vorgestellt. Die Befunde weisen darauf hin, daß die Menisken ein anderes Translationsverhalten während der Flexion aufweisen als die Femurkondylen.

**Key words:** Knee – translation – magnetic resonance imaging – muscle activity – meniscus

The aim of our study was to develop a 3-D MR-based technique for the analysis of meniscal and femoral translations during flexion of the knee, and under the influence of antagonistic muscle forces in healthy subjects.

In an open MR system, 5 knees were examined at 30° and 90° flexion using a T1-weighted 3-D gradient echo sequence. A force of 30 Newtons, first in the extending and then in the flexing direction, was applied to the distal lower leg. After three-dimensional reconstruction, the minimal distances between the centre of the tibial plateau and the posterior edge of the menisci and femoral condyles were determined.

At 30° flexion, the minimum distance for the meniscus was larger medially than laterally ( $23.2 \pm 1.8$  mm vs.  $16.2 \pm 3.3$  mm), and this also applied to the condyles ( $25.1 \pm 1.5$  vs.  $19.0 \pm 3.0$  mm). During flexion to 90°, a posterior translation of  $0.5 \pm 0.2$  mm was observed for the lateral, and of  $3.4 \pm 1.2$  mm for the medial, meniscus. The condyles demonstrated a different posterior translation (lateral  $2.2 \pm 0.56$  mm; medial  $1.8 \pm 1.9$  mm). No obvious differences were found between extension and flexion muscle activity for the different positions of the knee.

In the present study, a new 3-D technique is presented for the analysis of the femoral and meniscal translation at various positions of the knee, and under muscle activity. The results suggest different translation for the menisci and condyles.

## Einleitung

Die Bedeutung des vorderen Kreuzbandes für Funktion und Stabilität des Kniegelenkes zeigt sich vor allem dann, wenn es durch eine traumatische Läsion zur

Entwicklung von Sekundärschäden (z. B. Innenmeniskusschaden) und schließlich zur Arthrose des Kniegelenkes kommt [14, 15]. Die Gelenkstabilität wird dabei aber nicht allein durch die Kreuzbänder, sondern vielmehr durch das Zusammenspiel der Gesamtheit der

passiven (z.B. Menisken, Ligamente und knöcherne Form) und aktiven Stabilisatoren (z.B. Extensoren und Flexoren) gewährleistet. Zahlreiche klinische und experimentelle Untersuchungen konnten hierbei die Bedeutung der passiven Stabilisatoren nachweisen [1, 10, 20]. Im Gegensatz dazu wurde die Bedeutung der Muskeln bislang lediglich an Tiermodellen [6, 9] oder in biomechanischen In-vitro-Modellen [7, 19] analysiert. Dabei bestehen jedoch, entweder aufgrund eines quadropeden Gangbildes oder aufgrund der unklaren Verhältnisse, mit der die unterschiedlichen Muskelkräfte einzuleiten sind, Limitationen in Hinsicht auf die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die Situation am lebenden Menschen.

In-vivo-Untersuchungen zur Quantifizierung der Translation des Kniegelenkes am Menschen verwendeten unter anderem die konventionelle Radiographie [17, 18]. Diese bietet jedoch aufgrund der Tatsache, daß es sich um ein zweidimensionales Verfahren handelt, bei dem es zu Superpositionierungsartefakten kommt, nur eine begrenzte Aussagefähigkeit [10]. Des weiteren können nur die knöchernen Strukturen und nicht die Kreuzbänder oder die Menisken abgebildet werden. Verschiedene externe Marker-Systeme oder Arthrometer-Untersuchungen zur Analyse der Translation erlauben ebenfalls keine Analyse der Meniskustranslation [11].

Die Magnetresonanztomographie (MRT) stellt aufgrund ihres hervorragenden Weichteilkontrastes den heutigen Gold-Standard in der nichtinvasiven Kreuzband- und Meniskusdiagnostik dar. So werden mit Hilfe primärer und sekundärer Zeichen in über 95 % der Fälle sensitive und spezifische Ergebnisse für die Erkennung von Rupturen des vorderen Kreuzbandes erzielt [8, 16]. Einige Studien verwendeten die MRT auch zur quantitativen Bestimmung der Kniegelenkstranslation [2, 12]. Dabei beschränkten sich die Untersuchungen jedoch aufgrund der geschlossenen Konstruktionen der Hochfeldgeräte auf die Analyse in 0° und 30° Flexion. Außerdem konnte dabei die Bedeutung der Muskelaktivität für die Kniestabilisierung nicht berücksichtigt werden.

Neuere Untersuchungen konnten zeigen, daß mit Hilfe der offenen MRT in Verbindung mit dreidimensionalen Bildverarbeitungsmethoden eine Untersuchung von Gelenken in verschiedenen funktionellen Positionen und insbesondere unter dem Einfluß von Muskelaktivität erfolgen kann [3, 4, 5]. Diese Studien konzentrierten sich bislang jedoch auf das Schultergelenk. In der folgenden Studie soll unter Verwendung der offenen MRT eine Technik zur dreidimensionalen Analyse der Translation der Femurkondylen in Relation zum Tibiaplateau in verschiedenen Beugestellungen entwickelt werden. Mit diesem Verfahren soll außerdem die Translation der Menisken unter dem Einfluß antagonistischer Muskelkräfte untersucht werden. Es wurden die folgenden konkreten Fragen gestellt:



Bild 1. Typisches MRT eines Kniegelenkes in sagittaler Schichtführung. Zum Einsatz kam eine T1-gewichtete 3-D-Gradienten-Echo-Sequenz.

1. Zeigen die Menisken und die Femurkondylen während der Flexion des Kniegelenkes ein einheitliches Translationsverhalten?
2. Führen antagonistische Muskelkräfte zu Veränderungen der Gelenkführung?

## Material und Methode

### Offene Magnetresonanztomographie

Zur Bilddatenakquisition wurde ein offenes MRT-System (0,2 T; Magnetom Open, Siemens, Erlangen) verwendet. Es kam eine optimierte, T1-gewichtete 3-D-Gradienten-Echosequenz (TR 16,1 ms; TE 7,0 ms; FA = 30°) mit einer Pixelgröße von 0,86 mm (128 x 256-Matrix) und einer Schichtdicke von 1,88 mm (FoV 220 mm<sup>2</sup>) zum Einsatz. Es wurden Datensätze in sagittaler Ausrichtung akquiriert (Bild 1), die Untersuchungszeit betrug 4 min 26 s. Es wurden die Kniegelenke fünf gesunder Probanden (zwei Frauen, drei Männer; Alter 28 bis 44 Jahre; drei rechte und zwei linke Knie) in 30° und 90° Flexionsstellung untersucht. Die Winkelstellung wurde bezüglich der Flexions- sowie der Rotationsstellung (Neutralstellung) vom Untersucher zunächst visuell und anschließend am MRT anhand der Übersichtsaufnahmen kontrolliert. Der Proband wurde in strenger Seitenlage untersucht, dabei wurde das zu untersuchende Kniegelenk jeweils auf der von der Untersuchungsfläche abgewandten Seite gelagert (Bild 2). Zur Untersuchung der Muskelaktivität wurde am distalen Unterschenkel zunächst ein Gewicht mit einer Extensionskraft von 30 N in senkrechter Zugrichtung angebracht (Bild 2). Anschließend erfolgte die Untersuchung mit einer Flexionskraft von 30 N in gleicher Gelenkstellung. Diese Un-

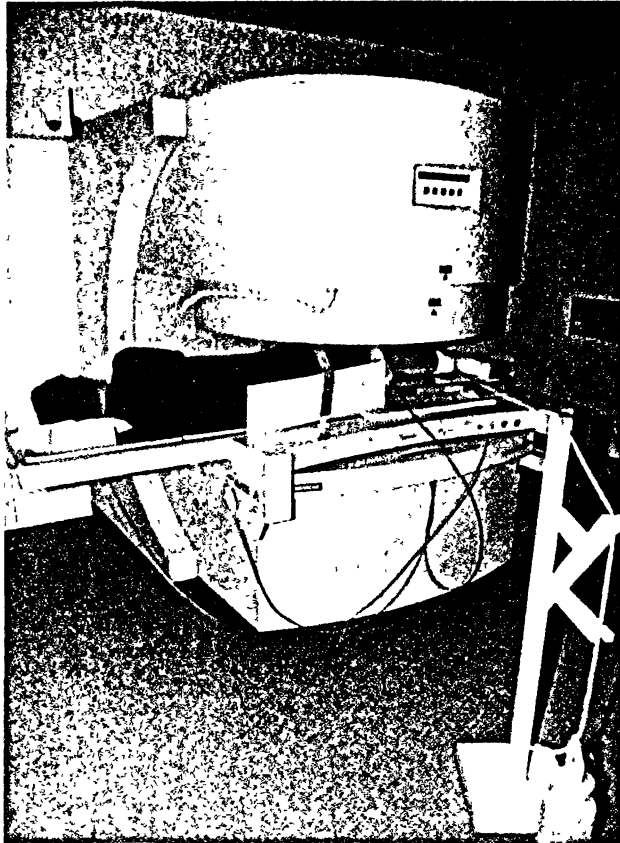


Bild 2. Proband im offenen MRT in Seitenlage positioniert. Die Gewichtskraft (30 N) wurde am distalen Unterschenkel mit senkrechter flektierender oder extenderender Zugrichtung angebracht.

tersuchungsschritte wurden sowohl in 30° als auch in 90° Knieflexion durchgeführt. Das Anbringen der Gewichtskraft führte zu einer isometrischen Kontraktion der Extensoren bzw. Flexoren. Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, wurde an der Lagerungsschiene eine Kontaktfläche angebracht, mit der der Proband über die gesamte Akquisitionsdauer Berührung halten mußte.

#### Digitale Bildverarbeitung

Nach Bilddatenakquisition wurden die Daten auf ein Parallelrechensystem (Octane Duo, Silicon Graphics, Mountain View, CA) transferiert. Nach halbautomatischer Segmentation von Femur, Tibia, Fibula, Patella, Innen- und Außenmeniskus sowie des hinteren und vorderen Kreuzbandes, basierend auf einem Grauwert-orientierten Region-Growing-Algorithmus [3], und anschließender trilinearer Interpolation wurde schließlich eine dreidimensionale Rekonstruktion der genannten Strukturen vorgenommen (Bild 3).

Zur Quantifizierung der Translation wurde zunächst die Gelenkfläche des Tibiaplateaus in ein mediales und ein laterales Kompartiment getrennt. Dabei erfolgte die Orientierung am Gelenkknorpel und wurde jeweils am dreidimensional rekonstruierten Objekt

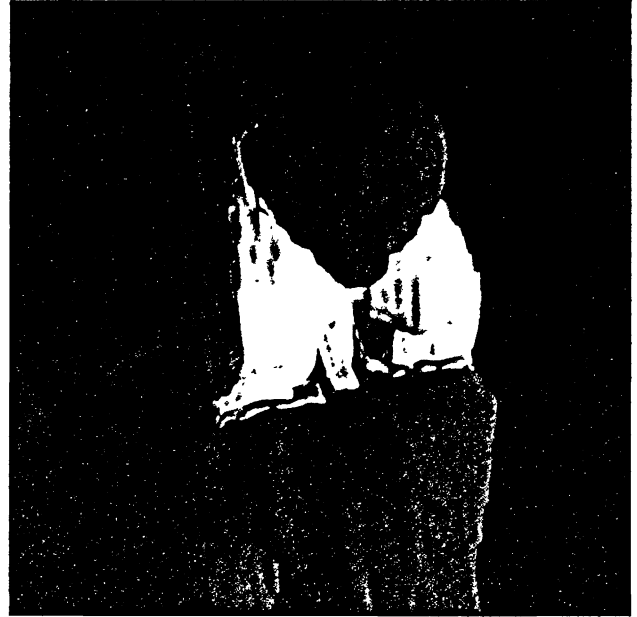


Bild 3. 3-D-Rekonstruktion eines Kniegelenkes mit Darstellung der Tibia, Femur, Fibula, Patella (dunkelgrau), sowie des Gelenkknorpels (hellgrau), der Menisken (weiß) und der Kreuzbänder (weiß).

überprüft (Bild 4a). Anhand der dreidimensional rekonstruierten medialen und lateralen Tibiaplateaus berechneten wir die jeweiligen Tibiaflächengrößen.

Basierend auf den Flächenpunkten, folgte in einem nächsten Schritt die Berechnung des jeweiligen Tibiaplateauschwerpunktes (Bild 4a), der den Referenzpunkt für die Berechnung der Translation bildete. Mit einer 3-D-Hauptachsentransformation wurde dann die räumliche Ausrichtung der Ebene des Tibiaplateaus bestimmt. Die Reproduzierbarkeit dieses Arbeitsschrittes wurde geprüft, indem an einem Kniegelenk sechsmal der Schwerpunkt bestimmt wurde.

Für die Berechnung der minimalen Distanz zwischen den jeweiligen Menisken und den Schwerpunkten der Tibiaplateaus wurde anschließend die Hinterkante der Meniskushinterhörner in allen Schichten interaktiv markiert, und mit Hilfe der 3-D-Hauptachsentransformation wurde die Schwerpunktachse der beiden Meniski bestimmt (Bild 4b). Basierend auf der 3-D-Euklidischen Distanztransformation, folgte dann die Minimaldistanzberechnung. Mit der gleichen Methodik wurden auch die Schwerpunktachse der Hinterkante der Femurkondylen und die minimale Distanz zwischen Tibiaschwerpunkt und Hinterkante der Femurkondylen berechnet (Bild 4c). Aufgrund der 3-D-Technik war die Bestimmung unabhängig von ursprünglicher Schichtebene und -position. Zur Überprüfung der Reproduzierbarkeit wurde diese Minimaldistanz ebenfalls sechsmal an einem Probanden bestimmt und der Variationskoeffizient berechnet.

Abschließend wurden die Veränderungen der Minimaldistanzen zwischen den Positionen 30° und 90° als Translation bestimmt. Neben der stellungsabhängigen

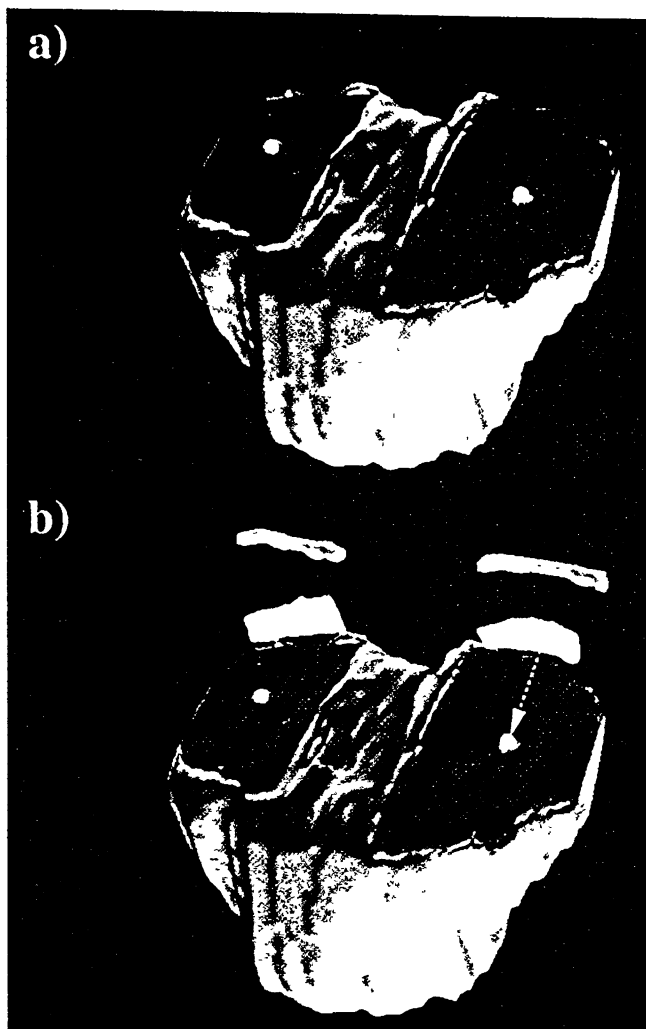


Bild 4. Schrittweise Technik der Translationsbestimmung: a) 3-D-Rekonstruktion der knorpeligen Fläche (dunkelgrau) der Tibiaplateaus mit dreidimensional bestimmten Schwerpunkten (weiß); b) Darstellung der Femurkondylen- und Meniskushinterkanten (weiß), sowie die mittels Hauptachsentransformation berechnete Minimaldistanz (hellgrau), hier beispielhaft für die Distanz zwischen Schwerpunkt des Tibiaplateaus und der Hinterkante des Innenmeniskus dargestellt (→).

Analyse erfolgte auch eine Untersuchung der Differenz zwischen extendierenden und flektierenden Muskelkräften in vergleichbaren Gelenkstellungen.

## Ergebnisse

Die Bestimmung der Reproduzierbarkeit lieferte für die Schwerpunktberechnung des Tibiaplateaus einen Variationskoeffizienten (CV%) für die einzelnen x, y und z-Koordinaten-Werte von 0,01 % bis 0,19 % für das laterale und von 0,08 % bis 0,84 % für das mediale Tibiaplateau (Tabelle 1). Die Reproduzierbarkeit der Abstandsmessung (Minimaldistanz z.B. zwischen Tibiaschwerpunkt und Hinterkante des Femurkondylus wies für die tibio-femorale Distanz Werte zwischen 1,4 % und 2,3 % (CV%) und für die tibio-meniskale Distanz Werte von jeweils 1,0 % auf (Tabelle 1).

Der mittlere Abstand der Hinterkante des

Tabelle 1. a) Reproduzierbarkeit der Bestimmung des Tibiaplateauschwerpunktes; b) Reproduzierbarkeit der Minimaldistanzberechnung (Tibiaplateau – Meniskushinterkante; Tibiaplateau – Femurkondylus)

Messung	lateral			medial		
	x	y	z	x	y	z
1	110,1	75,57	97,22	112,0	73,99	40,94
2	110,7	75,58	97,28	111,9	73,84	40,02
3	110,6	75,59	97,30	112,0	73,85	40,01
4	110,6	75,59	97,29	111,8	73,83	40,01
5	110,5	75,59	97,37	111,8	73,83	40,06
6	110,7	75,60	97,29	112,0	73,85	40,06
Mittelwert	110,5	75,59	97,29	111,9	73,87	40,18
SD	0,208	0,009	0,044	0,089	0,056	0,339
CV%	0,188	0,012	0,045	0,080	0,076	0,844

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	0,18	0,13	0,30	0,33
CV%	0,80	0,78	1,20	1,91

IM Innenmeniskus; AM Außenmeniskus, Fem. med. medialer Femurkondylus; Fem. lat. lateraler Femurkondylus, SD Standardabweichung; CV% Variationskoeffizient

Außenmeniskus zum lateralen Tibiaschwerpunkt betrug bei 30° Flexion unter Aktivität der Extensoren 16,2 mm ± 3,3 mm und unter Aktivität der Flexoren 15,9 mm ± 3,6 mm (Tabelle 2). Für den Innenmeniskus zeigten sich mittlere Anstände von 23,2 mm ± 2,4 mm bei Kontraktion der Extensoren und von 23,2 mm ± 1,8 mm bei Kontraktion der Flexoren (Tabelle 2). Diese größere Minimaldistanz der Innenmeniskus-Hinterachse zum Schwerpunkt des Tibiaplateaus war auf die größere Fläche des medialen (1056 mm<sup>2</sup> ± 167,8 mm<sup>2</sup>) im Vergleich zum lateralen (754 mm<sup>2</sup> ± 197,2 mm<sup>2</sup>) Tibiaplateau zurückzuführen. Auch der Abstand der Hinterkante des lateralen Femurkondylus war mit

Tabelle 2. Minimaldistanz zwischen dem Schwerpunkt des Tibiaplateaus und den Menisken bzw. den Femurkondylen bei 30° Flexion bei flektierender und extendierender Muskelaktivität

Proband	AM		IM		Fem. lat.		Fem. med.	
	Flex	Ext	Flex	Ext	Flex	Ext	Flex	Ext
1	11,79	11,44	20,69	21,97	14,69	14,75	24,63	25,48
2	20,29	17,55	24,96	27,02	22,32	21,95	25,47	27,09
3	15,32	17,15	24,43	22,49	17,28	18,44	27,82	25,59
4	13,19	14,72	21,86	20,83	17,79	18,36	22,02	24,44
5	18,85	20,22	23,91	23,58	20,21	21,71	22,73	23,07
Mittelwert	15,89	16,22	23,17	23,17	18,46	19,04	24,53	25,13
SD	3,6	3,3	1,8	2,4	2,9	3,0	2,3	1,5

IM Innenmeniskus; AM Außenmeniskus; Fem med medialer Femurkondylus; Fem. lat. lateraler Femurkondylus, Flex flektierende Muskelaktivität; Ext. extendierende Muskelaktivität; SD Standardabweichung; CV% Variationskoeffizient

Tabelle 3. Minimaldistanz zwischen dem Schwerpunkt des Tibiaplateaus und den Menisken bzw. den Femurkondylen bei 90° Flexion bei flektierender und extenderender Muskelaktivität

Proband	AM		IM		Fem. lat.		Fem. med.	
	Flex	Ext	Flex	Ext	Flex	Ext	Flex	Ext
1	10,36	13,24	25,39	23,71	12,16	15,63	26,44	25,93
2	17,86	18,68	29,08	30,18	24,61	24,71	29,67	30,97
3	19,05	19,88	30,08	27,96	21,37	20,95	29,45	26,48
4	15,04	14,81	22,85	23,69	20,43	20,95	22,75	22,51
5	19,76	20,31	25,23	24,09	22,95	23,32	25,24	24,07
Mittelwert	16,41	17,39	26,53	25,93	20,30	20,79	26,71	25,99
SD	3,8	3,2	3,0	3,0	4,8	3,6	2,9	3,2

IM Innenmeniskus; AM Außenmeniskus; Fem. med. medialer Femurkondylus; Fem. lat. lateraler Femurkondylus; Flex. flektierende Muskelaktivität; Ext. extenderende Muskelaktivität;

SD Standardabweichung; CV% Variationskoeffizient

19,0 mm  $\pm$  3,0 mm bei Extension und 18,5 mm  $\pm$  2,9 mm bei Flexion deutlich geringer als der des medialen Femurkondylus (25,1 mm  $\pm$  1,5 mm bei Extension; 24,5 mm  $\pm$  2,3 mm bei Flexion) (Tabelle 2).

Bei 90° Flexion betrug der Abstand der Hinterkante des Außenmeniskus unter Aktivität der Extensoren 17,4 mm  $\pm$  3,2 mm und unter Aktivität der Flexoren 16,4 mm  $\pm$  3,8 mm (Tabelle 3). Die Abstände des Innenmeniskus waren mit 25,9 mm  $\pm$  3,0 mm (Extension) und 26,5 mm  $\pm$  3,0 mm (Flexion) ebenfalls größer (Tabelle 3). Für den lateralen Femurkondylus betrug die Minimaldistanz zum Tibiaschwerpunkt 20,8 mm  $\pm$  3,6 mm bei Aktivität der Extensoren und 20,3 mm  $\pm$  4,8 mm bei Aktivität der Flexoren (Tabelle 3). Der mediale Femurkondylus wies Werte zwischen 26,0 mm  $\pm$  3,2 mm (Extension) und 26,7 mm  $\pm$  2,9 mm (Flexion) auf (Tabelle 3).

Bei der Flexion von 30° auf 90° zeigte sich unter extenderender Muskelaktivität eine posteriore Translation der Menisken und der Femurkondylen. Es ergaben sich Werte für den medialen Kondylus von -0,9 mm  $\pm$  1,7 mm und für den lateralen Kondylus von -1,8 mm  $\pm$  0,6 mm unter Extensionskraft. Für den Innenmeniskus betrug die posteriore Translation unter extenderender Muskelaktivität -2,8 mm  $\pm$  0,6 mm und für den Außenmeniskus -1,2 mm  $\pm$  0,1 mm (Bild 5). Unter flektierender Muskelaktivität ließ sich ebenfalls eine posteriore Translation nachweisen. Dabei wies der Innenmeniskus mit -3,4 mm  $\pm$  1,2 mm gegenüber dem Außenmeniskus (0,5 mm  $\pm$  0,2 mm) erneut einen größeren Wert auf. Für die Kondylen betrug die Translation -2,2 mm  $\pm$  0,6 mm medial und -1,9 mm  $\pm$  1,9 mm lateral (Bild 5).

## Diskussion

In der vorgestellten Studie kann gezeigt werden, daß es durch den simultanen Einsatz der offenen MRT in Verbindung mit dreidimensionalen Bildverarbeitungsmethoden möglich ist, am Lebenden den Einfluß der Gelenkstellung und der Muskelaktivität auf das

Translationsverhalten der Femurkondylen und insbesondere der Menisken im Kniegelenk zu quantifizieren.

Die Bedeutung der Erfassung der physiologischen Translation und die Differenzierung von einer pathologischen Translation ist von hoher klinischer Relevanz im Hinblick auf die Prävention von sekundären Meniskus- und Knorpelschäden. Bislang beschränkte sich die Bestimmung der Translation mit konventioneller Röntgentechnik auf die knöchernen Komponenten [17, 18]. Mit Hilfe der MRT ist es aufgrund des guten Weichteilkontrastes nun auch möglich, die Bewegung der Menisken zu erfassen. Dabei erlaubt die vorgestellte Analysetechnik bislang allerdings nur die Beurteilung der Meniskutranslation anhand der Hinterkante. Inwieweit diese mit der Gesamtbewegung gleichzusetzen ist, müssen zukünftige Analysen zeigen. Die Erfassung der verschiedenen Strukturen setzt neben einer hohen örtlichen Auflösung allerdings eine offene Gerätekonstruktion voraus, da in geschlossenen Hochfeldgeräten nur Flexionen bis 30° möglich sind [13]. Die Verwendung eines offenen MRT-Systems erlaubt es, das Gelenk in verschiedenen Funktionsstellungen zu untersuchen [3, 4, 5]. Mit Hilfe dreidimensionaler Bildverarbeitungstechniken sind im Gegensatz zu zweidimensionalen Methoden [2, 12] Untersuchungen unabhängig von der ursprünglichen Schichtebene und -position möglich, was somit die Durchführung longitudinaler und transversaler Vergleichsstudien erlaubt.

Als weiteres In-vivo-Verfahren zur Translationsmessung wurden verschiedene externe Marker-Systeme und Arthrometer [11] verwendet. Diese sind aufgrund ihrer Hautfixation jedoch sehr anfällig gegen Bewegungsartefakte. Des weiteren beschränkt sich die Analyse auf die knöchernen Strukturen; die Meniskusbewegung konnte nicht bewertet werden.

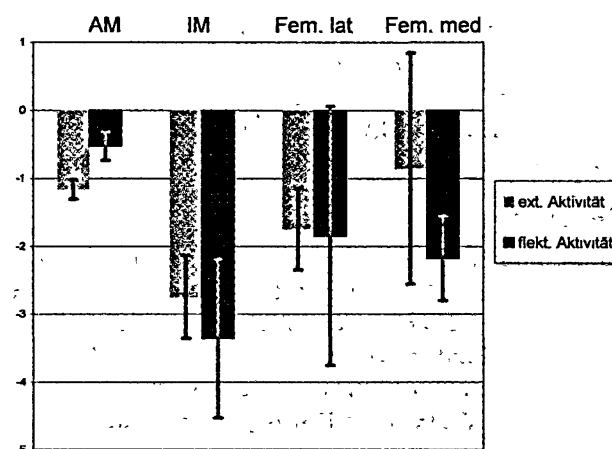


Bild 5. Graphische Darstellung des Translationsverhaltens der Femurkondylen und der Menisken im Verhältnis zum Tibiaplateau unter extenderender und unter flektierender Muskelaktivität (AM Außenmeniskus; IM Innenmeniskus; Fem. lat. lateraler Femurkondylus; Fem. med. medialer Femurkondylus).

Die derzeitigen Kenntnisse über das physiologische Translationsverhalten des Kniegelenkes basieren in erster Linie auf In-vitro-Modellen [7, 19] oder auf Untersuchungen an Tiermodellen [6, 9]. So beschreiben verschiedene Autoren, daß es während der Flexion des Kniegelenkes neben der Rotation auch zu einer posterioren Translation der Femurkondylen kommt. Dabei werden Werte zwischen 2 mm und 6 mm angegeben [19]. Untersuchungen mit verschiedenen Arthrometern zeigten am Lebenden Werte zwischen 2 mm und 5 mm am Gesunden. Diese Werte wurden jedoch unter muskulärer Entspannung erhoben. In unserer Studie konnten wir unter Muskelanspannung Werte zwischen 0,5 mm und 3,4 mm posteriorer Translation für die Femurkondylen bzw. die Menisken nachweisen. Dies könnte auf den zentrierenden Effekt der Muskelkraft zurückzuführen sein, die auch in verschiedenen In-vitro-Modellen beschrieben wurde [10, 19]. Die Analyse zeigt ein unterschiedliches Translationsverhalten für Menisken und Femurkondylen. So weist der Innenmeniskus im Vergleich zum medialen Femurkondylus einen um 1,2 mm bis 1,9 mm höheren Betrag an posteriorer Translation auf. Im lateralen Kompartiment hingegen zeigt der Femurkondylus eine größere posteriore Translation als der Außenmeniskus. Dieses unterschiedliche Translationsverhalten der knöchernen Komponenten im Verhältnis zu den Menisken kann als mögliche Ursache für eine Scherbeanspruchung gesehen werden, was schließlich zu einem durch rezidivierende Traumatisierung geschädigten Meniskus führen kann.

Interessanterweise konnte zwischen extendierenden und flektierenden Muskelkräften kein wesentlicher Unterschied in bezug auf die Gelenktranslation gefunden werden. Dies könnte auf den stabilisierenden Effekt der Kreuzbänder und der weiteren passiven Stabilisatoren oder auf eine Ko-Kontraktion antagonistischer Muskelgruppen zurückzuführen sein.

Zukünftige Untersuchungen an Patienten mit Kreuzbandläsionen müssen zeigen, ob eine muskuläre Insuffizienz nach Kreuzbandruptur zu einer vermehrten Translation führt und damit eine Ursache für die Entstehung von Sekundärschäden sein kann. Umgekehrt kann aber auch die Kompensationsfähigkeit der Muskulatur für das Kniegelenk nach traumatischen Schädigungen quantitativ erfaßt werden. Dabei soll insbesondere auf das Bewegungsmuster der Menisken als sekundäre Stabilisatoren geachtet werden.

Zusammenfassend steht mit der offenen MRT in Verbindung mit dreidimensionalen Bildverarbeitungsmethoden ein Verfahren zur Verfügung, mit dem neben der Bewegungsanalyse der knöchernen Komponenten auch das Translationsverhalten der Menisken analysiert werden kann. In Zukunft kann diese Technik zur Bestimmung der Gelenk- und Meniskusinstabilität bei Patienten mit anteriorer Instabilität des Kniegelenkes unter physiologischer neuromuskulärer Kontrolle eingesetzt werden. Die so gewonnenen Zu-

satzinformationen bezüglich der aktiven Stabilisierungsfähigkeit des Kniegelenkes können dazu beitragen, zwischen muskulär kompensierter und dekomensierter Gelenkstabilität zu differenzieren. Dadurch kann die Entscheidung, ob ein spezifischer Patient von konservativer oder operativer Therapie profitieren wird, verbessert werden.

## Danksagung

Die Studie wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) (GR1638/1-2) und von der Kleinen Stiftung gefördert. Teile dieser Arbeit entstanden im Rahmen der Dissertation von Herrn Christoph Bringmann an der Medizinischen Fakultät der Ludwig-Maximilians-Universität München (in Vorbereitung).

## Literatur:

- [1] Butler, D. L.; F. R. Noyes; E. S. Grood: Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. A biomechanical study. *J. Bone Joint Surg.* 62 (1980), 259-270.
- [2] Chan, W. P.; C. Peterfy; R. C. Fritz; H. K. Genant: MR diagnosis of complete tears of the anterior cruciate ligament of the knee: importance of anterior subluxation of the tibia. *AJR Am. J. Roentgenol.* 162 (1994), 355-360.
- [3] Graichen, H.; H. Bonél; T. Stammberger, A. Heuck; K.-H. Englmeier; M. Reiser; F. Eckstein: 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.* 40 (1998), 640-643.
- [4] Graichen, H.; T. Stammberger; H. Bonél; K.-H. Englmeier; M. Reiser; F. Eckstein: Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder - a 3D open MRI study. *J. Biomech.* 33 (2000), 609-613.
- [5] Graichen, H.; T. Stammberger; H. Bonél, M. Haubner, K.-H. Englmeier; M. Reiser; F. Eckstein: Magnetic Resonance based motion analysis of the shoulder during elevation. *Clin. Orthop.* 370 (2000), 154-163.
- [6] Hasler, E. M.; W. Herzog; T. R. Leonard; A. Stano; H. Nguyen: In vivo knee joint loading and kinematics before and after ACL transection in an animal model. *J. Biomech.* 31 (1998), 253-262.
- [7] Hirokawa, S.; M. Solomonow; Y. Lu; Z. P. Lou; R. D'Ambrosia: Anterior-posterior and rotational displacement of the tibia elicited by quadriceps contraction. *Am. J. Sports Med.* 20 (1992), 299-306.
- [8] Lee, J. K.; L. Yao; C. T. Phelps; C. R. Wirth, J. Czajka; J. Lozman: Anterior cruciate ligament tears: MR imaging compared with arthroscopy and clinical tests. *Radiology* 166 (1988), 861-864.
- [9] Maitland, M. E.; T. Leonard; C. B. Frank; N. G. Shrive, W. Herzog: Method to assess in vivo knee stability longitudinally in an animal model of ligament injury. *J. Orthop. Res.* 16 (1998), 441-447.
- [10] Markolf, K. L.; J. S. Mensch; H. C. Amstutz: Stiffness and laxity of the knee - the contributions of the supporting structures. A quantitative in vitro study. *J. Bone Joint Surg.* 58 (1976), 583-594.
- [11] McLean, S. G.; P. T. Myers; R. J. Neal; M. R. Walters: 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 (1998), 30-38.
- [12] Murao, H.; S. Morishita; M. Nakajima; M. Abe: Magnetic resonance imaging of anterior cruciate ligament (ACL) tears: diagnostic value of ACL-tibial plateau angle. *J. Orthop. Sci.* 1 (1998), 10-17.
- [13] Niitsu, M.; K. Ikeda; Y. Itai: Slightly flexed knee position within a standard knee coil: MR delineation of the anterior cruciate ligament. *Eur. Radiol.* 8 (1998),

- 113–115.
- [14] Noyes, F. R.; E. S. Grood; D. L. Butler; M. Malek: Clinical laxity tests and functional stability of the knee: biomechanical concepts. *Clin. Orthop.* 146 (1980), 84–89.
- [15] Odensten, M.; J. Lysholm; J. Gillquist: The course of partial anterior cruciate ligament ruptures. *Am. J. Sports Med.* 13 (1985), 183–186.
- [16] Polly, D. W. Jr.; J. J. Callaghan; R. A. Sikes; J. M. McCabe; K. McMahon; C. G. Savory: The accuracy of selective magnetic resonance imaging compared with the findings of arthroscopy of the knee. *J. Bone Joint Surg.* 70 (1988), 192–198.
- [17] Rijke, A. M.; H. T. Goitz; F. C. McCue; J. L. Delp; D. Lam; E. Port Southall: Graded stress radiography of injured anterior cruciate ligaments. *Invest. Radiol.* 26 (1991), 926–933.
- [18] Steiner, M. E.; C. Brown; B. Zarins; B. Brownstein; P. S. Koval; P. Stone: Measurement of anterior-posterior displacement of the knee. A comparison of the results with instrumented devices and with clinical examination. *J. Bone Joint Surg.* 72 (1990), 1307–1315.
- [19] Torzilli, P. A.; X. H. Deng; R. F. Warren: 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.* 22 (1994), 105–112.
- [20] Veltri, D. M.; X. H. Deng; P. A. Torzilli; R. F. Warren; M. J. Maynard: The role of the cruciate and posterolateral ligaments in stability of the knee. A biomechanical study. *Am. J. Sports Med.* 23 (1995), 436–443.

942

## Korrespondenzanschrift:

PD Dr. Heiko Graichen

Orthopädische Universitätsklinik Friedrichsheim

Johann Wolfgang Goethe Universität

Marienburgstr. 2, 60528 Frankfurt

Tel.: 069/6705-0; Fax: 069/6705-375

E-Mail: H.Graichen@em.uni-frankfurt.de