

Aus der Klinik für Orthopädie und Rheumatologie  
Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. S. Fuchs-Winkelmann

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg  
GmbH, Standort Marburg

„Einfluss der intrinsischen Stabilität des Polyethylen-Inlays  
auf den patellofemorale Druck und die Quadricepszugkraft  
nach Implantation einer Knieendoprothese“

# Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

---

Nadine Kron

aus

Koblenz

Marburg 2009

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am  
19.11.2009

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. Matthias Rothmund

Referent: Priv.-Doz. Dr. med. Carsten O. Tibesku

Korreferent: Prof. Dr. med. M. Schnabel

Meiner Familie in Liebe und Dankbarkeit gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>VI</b>
<b>Grafikverzeichnis .....</b>	<b>VII</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>VIII</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>IX</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
1.1 Biomechanische Grundlagen des Kniegelenks für die Knieendoprothetik..	1
1.1.1 Biomechanische Konsequenzen der Kniegelenksanatomie.....	1
1.1.2 Biomechanische Einschränkungen in der Knieendoprothetik.....	6
1.2 Prothesensysteme und -modifikationen in der Knieendoprothetik .....	7
1.2.1 Historische Meilensteine in der Knieendoprothetik.....	7
1.2.2 Implantationsmodifikationen in der modernen Knieendoprothetik .....	10
1.2.2.1 Modifikationen durch das Polyethylen-Gleitlager .....	10
1.2.2.1.1 Flache PE-Gleitlager vom CR-Typ .....	11
1.2.2.1.2 Hoch konforme PE-Gleitlager vom CR-Typ .....	12
1.2.2.1.3 PE-Gleitlager vom PS-Typ.....	12
1.2.2.1.4 HF-Gleitlager .....	14
1.2.2.1.5 Höhe des PE-Gleitlagers .....	15
1.2.2.1.6 Fixe und bewegliche PE-Gleitlager.....	15
1.2.2.2 Weichteilreleasing.....	16
1.2.2.3 Endoprothetische Modifikationen der Patella.....	18
1.3 Vorderer Knieschmerz in der Knieendoprothetik .....	18
1.4 Fragestellung und Hypothese der vorliegenden Studie .....	22
<b>2 Methodik.....</b>	<b>24</b>
2.1 Material.....	24
2.2.1 Knieendoprothesensystem.....	24
2.1.2 Präparate.....	26
2.2 Methode.....	27
2.2.1 Präparation.....	27
2.2.2 Operationstechnik .....	28

2.2.3	Patellofemorale Messung .....	28
2.2.4	Versuchsdurchführung .....	31
2.2.5	Versuchsabfolge.....	33
2.3	Statistische Auswertung .....	34
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>35</b>
3.1	Allgemeiner Ergebnisteil .....	35
3.2	Ergebnisse der mittleren patellofemoralen Kontaktdruckmessung .....	37
3.3	Ergebnisse der patellofemoralen Spitzendruckmessung .....	46
3.4	Ergebnisse der Quadricepszugkraftmessung .....	54
3.5	Ergebnisse der Kraftangriffspunktmessung .....	62
3.5.1	Ergebnisse der longitudinalen Kraftangriffspunktmessung .....	64
3.5.2	Ergebnisse der transversalen Kraftangriffspunktmessung .....	70
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>76</b>
4.1	Allgemeiner Diskussionsteil einschließlich Methodendiskussion .....	76
4.2	Diskussion der Ergebnisse der mittleren patellofemoralen Druckmessung .....	80
4.3	Diskussion der Ergebnisse der patellofemoralen Spitzendruckmessung... ..	82
4.4	Diskussion der Ergebnisse der Quadricepszugkraftmessung.....	83
4.5	Diskussion der Ergebnisse der Kraftangriffspunktmessung.....	85
4.5.1	Diskussion der Ergebnisse der longitudinalen COF-Messung.....	87
4.5.2	Diskussion der Ergebnisse der transversalen COF-Messung .....	89
4.6	Zusammenfassung und Schlussfolgerung .....	92
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung.....</b>	<b>101</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>104</b>
<b>7</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>117</b>
<b>8</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>i</b>

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1.1: Schema der anteroposterioren Translation .....	2
Abb. 1.2: Darstellung von Hebelarm und Muskelkraft des M. quadriceps .....	3
Abb. 1.3: Darstellung des Q-Winkels mithilfe der knöchernen Strukturen .....	4
Abb. 1.4: Prinzip des endoprothetischen Oberflächenersatzes .....	8
Abb. 1.5: Röntgenkontrolle nach Implantation einer bikompartimentellen KTEP	8
Abb. 1.6: Unikompartimentelle „mobile bearing“-Knieendoprothese .....	8
Abb. 1.7: LCS-Knie-TEP mit zwei beweglichen Meniskuslagern.....	9
Abb. 1.8: LCS-Knie-TEP mit reiner Rotation oder Rotation mit Gleiten.....	9
Abb. 1.9: „Fixed-bearing“-Gleitlager (11 mm hoch, „flat“) .....	11
Abb. 1.10: „Posterior-stabilized“-Gleitlager.....	13
Abb. 1.11: „High-flex“-Gleitlager .....	14
Abb. 1.12: Schemazeichnung einer unphysiologischen Patellakinematik .....	20
Abb. 2.1: Genesis II-KTEP mit CR-Femurkomponente und fixiertem PE-Inlay	24
Abb. 2.2: Seitenansicht der getesteten Polyethylen-Gleitlager.....	25
Abb. 2.3: Seitenansicht der verschiedenen Femurkomponenten .....	26
Abb. 2.4: Leichenkniegelenk vor Anschluss an den Kniegelenkskinemator .....	27
Abb. 2.5: Schematische Darstellung des K-Scan 4000 Sensors.....	29
Abb. 2.6: K-Scan Sensor bei Aufbringung des Teflon-Films .....	29
Abb. 2.7: Fixation des K-Scan 4000 Sensors an der Patellarrückfläche.....	30
Abb. 2.8: Leichenkniegelenk im Kniegelenkskinemator .....	31
Abb. 2.9: Kniegelenkskinemator mit Anschluss an die drei Hydraulikzylinder..	32
Abb. 2.10: Schematische Darstellung der Versuchsabfolge.....	33
Abb. 3.1: Visualisierte Auswertung der Tekscan Software .....	36
Abb. 3.2: Visualisierte Darstellung des patellofemorale Kontaktdruckes.....	37

## Grafikverzeichnis

Grafik 3.1: Grafische Darstellung des patellofemorale Kontaktdruckes.....	38
Grafik 3.2: Grafische Darstellung des relativen Patellofemorale Druckes.....	38
Grafik 3.3: Grafische Darstellung des patellofemorale Spitzendruckes.....	46
Grafik 3.4: Grafische Darstellung des relativen patellofemorale Spitzendruckes	46
Grafik 3.5: Grafische Darstellung der Quadricepszugkraft .....	54
Grafik 3.6: Grafische Darstellung der relativen Quadricepszugkraft.....	54
Grafik 3.7: Grafische Darstellung des Kraftangriffpunktes (COF).....	62
Grafik 3.8: Grafische Darstellung der Longitudinalbewegung des COF .....	62
Grafik 3.9: Grafische Darstellung der Transversalbewegung des COF .....	63
Grafik 3.10: Darstellung der absoluten Longitudinalabweichung des COF.....	64
Grafik 3.11: Darstellung der absoluten Transversalabweichung des COF.....	70

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 3.1: Ergebnisse für den mittleren patellofemorale Kontaktdruck.....	39
Tabelle 3.2: p-Werte für den mittleren patellofemorale Kontaktdruck.....	41
Tabelle 3.3: Ergebnisse für den patellofemorale Spitzendruck.....	47
Tabelle 3.4: p-Werte für den patellofemorale Spitzendruck.....	49
Tabelle 3.5: Ergebnisse für die Quadricepszugkraft.....	55
Tabelle 3.6: p-Werte für die Quadricepszugkraft.....	57
Tabelle 3.7: Darstellung der Longitudinalkoordinaten der Kraftangriffspunkte .....	65
Tabelle 3.8: p-Werte für die Position des COF in der Longitudinalachse .....	67
Tabelle 3.9: Darstellung der Transversalkoordinaten der Kraftangriffspunkte .....	71
Tabelle 3.10: p-Werte für die Position des COF in der Transversalachse.....	73

## Abkürzungsverzeichnis

AP	anteroposterior
CR	„cruciate retaining“ (kreuzbanderhaltend)
COF	„Center Of Force“ (Kraftangriffspunkt)
DD	„deep dished “ (PE-Gleitlager mit größerer Konformität)
HF	„high flex“ (PE-Gleitlager mit stärkerem Tibiaplateauabfall)
HKB	hinteres Kreuzband
Hz	Hertz
KTEP	Knietotalendoprothese
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MAX	Maximum
MIN	Minimum
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
N	Newton
Nm	Newtonmeter
ns	nicht signifikant
PE	Polyethylen
ROM	range of motion
PS	„posterior stabilized“ (kreuzbandersetzendes PE-Gleitlager)
SD	Standardabweichung
UHMPWE	„ultra high molecular weight polyethylene“
VKB	vorderes Kreuzband

### 1 Einleitung

#### 1.1 Biomechanische Grundlagen des Kniegelenks für die Knieendoprothetik

Das Kniegelenk nimmt eine zentrale Stellung für den Bewegungsablauf der unteren Extremität ein, sodass neben guter Beweglichkeit auch eine gewisse Stabilität notwendig ist, die den auf das Gelenk einwirkenden Kräften gerecht wird [37, 43]. Für das physiologische Kniegelenk wird dies durch ein komplexes Zusammenspiel aus muskulärer, ligamentärer und knöcherner Führung ermöglicht [48]. Die gleichen Anforderungen gelten für ein endoprothetisch versorgtes Kniegelenk. Somit ist es unerlässlich, bei der Entwicklung und Verbesserung von Knieendoprothesen eine optimale Umsetzung der physiologischen Gelenkmechanik zum Ziel zu haben, um so übermäßigem Verschleiß des künstlichen Kniegelenks oder einer Schmerzproblematik des Patienten vorzubeugen.

##### 1.1.1 Biomechanische Konsequenzen der Kniegelenksanatomie

Als Bikondylengelenk ergeben sich für das Kniegelenk Bewegungen in Form von Flexion, Extension, Innenrotation und Außenrotation. Die Rotation ist dabei stark abhängig vom jeweiligen Knieflexionswinkel. Durch den ventral betonten Krümmungsradius der Femurkondylen befinden sich die Kollateralbänder in voller Extension in maximaler Anspannung, sodass hier die artikuläre Stabilität am größten, eine Rotation jedoch nicht mehr möglich ist [37, 97]. Mit zunehmender Flexion kommt es umgekehrt zur Entspannung der Kollateralbänder und eine Rotation wird ermöglicht.

Bei der Flexion kommt es zu einem komplexen Roll-Gleit-Vorgang, wobei die extensionsnahe Flexionsbewegung im Bereich von  $0^\circ$  bis  $30^\circ$  einer Rollbewegung des Femurs auf der Tibia entspricht [37, 107, 125, 126], wohingegen es von  $30^\circ$  bis  $120^\circ$  zur sogenannten anteroposterioren Translation kommt. Hierbei verschieben sich Femurkondylen und Menisci auf dem Tibiaplateau von anterior nach posterior [107, 126]. Diese physiologische posteriore Verschiebung des tibiofemorale Kontaktpunktes bei der Flexion wird

auch als „roll-back“ bezeichnet (Abb. 1.1). Vor allem für die maximale Flexion ist dieser Vorgang von großer Bedeutung [5].

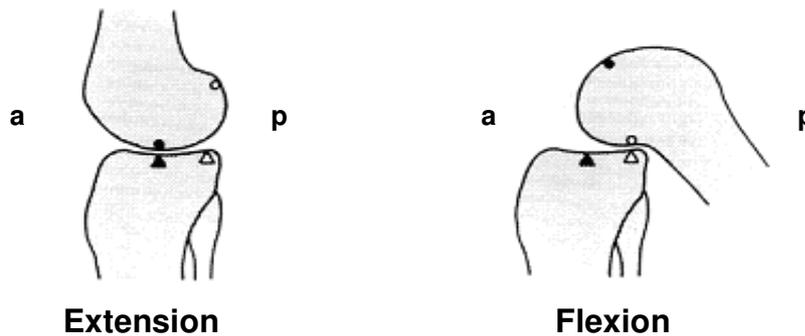


Abb. 1.1: Schema der anteroposterioren Translation; der tibiofemorale Kontaktpunkt wandert während der Flexion von anterior (a) nach posterior (p)

In Bezug auf die anteroposteriore Translation kommt den Kreuzbändern eine wichtige Rolle zu, da durch diese der tibiofemorale Kontaktpunkt vorgegeben wird und sie somit den Verlauf der AP-Translation maßgeblich im Sinne einer anteroposterioren Stabilisierung beeinflussen [24, 48]. So sorgt insbesondere das vordere Kreuzband (VKB) extensionsnah für einen anterior gelegen tibiofemorale Kontaktpunkt [22, 23, 106, 107], bei dessen Verlauf während der Flexion nach posterior, das hintere Kreuzband (HKB) zunehmend als Stabilisator fungiert. Es limitiert die maximale Flexion und verhindert ein Abgleiten des Femurs von der Tibia [23, 37].

Für die AP-Stabilisierung spielt weiterhin die differenzierte Anatomie des medialen und lateralen Kompartiments eine wichtige Rolle [40]. Die unterschiedlich großen Radien der medialen und lateralen Femurkondyle führen zu einem unterschiedlich stark ausgeprägten AP-Translationsverhalten für das mediale und laterale Kompartiment. Durch den extensionsnah kleineren, fast kreisrunden Radius der medialen Femurkondyle wirkt diese bei der AP-Translation im Sinne eines Drehzentrums um welches sich die laterale Femurkondyle dreht [22, 24, 40, 105]. Dadurch gleitet die laterale Femurkondyle bis zu 20 mm nach posterior, während die mediale Kondyle nur 6 mm zurücklegt und daher mehr auf der Tibia rollt [22, 24, 53, 79, 102, 105, 106]. Somit wirkt vor allem die mediale Femurkondyle stabilisierend bei der AP-Translation. Insgesamt weist das Kniegelenk extensionsnah eine größere

tibiofemorale beziehungsweise menisiofemorale Kontaktfläche auf. Im Bereich des Gehens zwischen  $50^\circ$  und  $10^\circ$  wirken daher relativ geringe Drücke auf das Kniegelenk. Da sich während der Flexion die Menisci im Sinne „transportabler Gelenkflächen“ bei der AP-Translation mitbewegen, können sie auch in höheren Flexionsgraden maßgeblich durch Angleichen der Gelenkflächen von Femur und Tibia zu einer Vergrößerung der Kontaktfläche und somit zur Reduktion der Druckbelastung beitragen. So konnten mehrere Studien eine Verdopplung des auf das Tibiaplateau einwirkenden Spitzendrucks bei Fehlen des Meniskus nachweisen [36, 120].

Die AP-Translation ist von zentraler Bedeutung für einen günstigen mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps femoris: bei der Extension des Unterschenkels erfolgt ein Kraftübertrag vom M. quadriceps über die Patella und das Lig. patellae auf den Unterschenkel im Sinne einer Hebelwirkung (Abb.1.2).

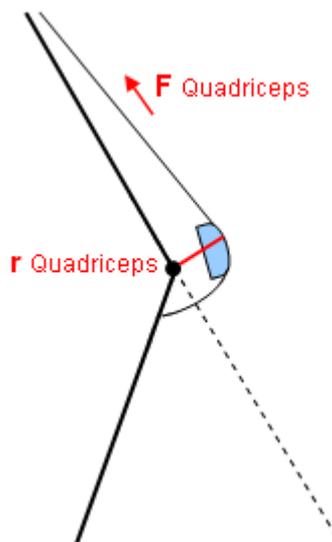


Abb. 1.2: Schematische Darstellung von Hebelarm ( $r$ ) und Muskelkraft ( $F$ ) des M. quadriceps, wobei die Patella als Hypomochlion zu einer Vergrößerung des Hebelarms und so zur Verbesserung des mechanischen Wirkungsgrades führt

Dabei wird der notwendige Kraftaufwand vor allem durch den vom Flexionsgrad abhängigen Hebelarm des M. quadriceps bestimmt [80, 86]. Aus dem extensionsnah relativ weit anterior gelegenen tibiofemorale Kontaktpunkt resultiert ein großer Hebelarm, sodass das vom M. quadriceps femoris erzeugte Moment im Bereich des Gehens besonders günstig übertragen werden kann.

Mit zunehmender Flexion steigt die Kraftbeanspruchung des M. quadriceps bis sie bei Knieflexionswinkeln über  $120^\circ$  maximal wird [125]. Die mit der Flexion zunehmende Reduktion des mechanischen Wirkungsgrades ist bedingt durch einen verringerten Hebelarm, der entsteht, da die Patella während der Flexion stärker an das korrespondierende femorale Gleitlager gepresst wird [45, 78]. Dem entgegen wirkt wiederum die AP-Translation, sodass durch das Verschieben des tibiofemorales Kontaktpunktes nach posterior der Hebelarm noch relativ groß gehalten wird, wodurch der M. quadriceps auch in großer Flexion noch suffizient arbeiten kann [20, 37, 86]. So können bei der Extension Zugkräfte von bis zu 6000 N [109] auf das Lig. patellae wirken.

Der Wirkungsgrad des M. quadriceps ist zudem abhängig von der Richtung des Kraftvektors. Diese kann zum einen durch Länge und Ausrichtung des Lig. patellae, das als wirksame Endstrecke des Quadriceps fungiert, beeinflusst werden, zum anderen durch den Quadricepszug selbst. Der Kraftvektor des M. quadriceps lässt sich beschreiben durch den Q-Winkel (Quadriceps-Winkel). Der Q-Winkel ist definiert durch den Winkel zwischen der Verbindungslinie der Spina iliaca anterior superior mit dem Zentrum der Patella und der Linie zwischen Zentrum der Patella und Tuberositas tibiae (Abb.1.3). Bei voller Extension beträgt er zwischen  $10^\circ$  -  $15^\circ$ , Winkelgrade über  $20^\circ$  führen gehäuft zu patellofemorales Schmerzen [29], zu erhöhten patellofemorales Drücken [26, 52, 76] und zu einer Lateralisation der Patella („Shifting“).

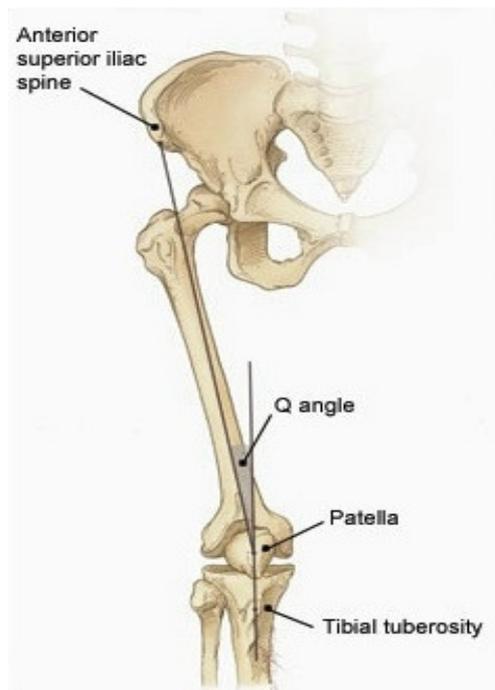


Abb. 1.3: Darstellung des Q-Winkels mithilfe der knöchernen Strukturen

Auch die knöchernen Anatomie des Tibiaplateaus selbst beeinflusst je nach Ausprägung der posterioren Verkippung, dem sogenannten tibialen Slope, die AP-Translation und somit Hebelarm und Effizienz des Quadriceps [68, 86]. Erklärt wird dieser Zusammenhang durch eine Erleichterung des „roll-backs“: durch den Abfall nach posterior, der physiologisch zwischen  $2^\circ$  bis  $6^\circ$  beträgt, wird das Wandern des tibiofemorale Kontaktpunktes während der Flexion unterstützt. Dies ist vor allem für eine suffiziente Muskelarbeit in hohen Flexionsgraden von Bedeutung [86]. Weiterhin wird durch einen größeren posterioren Slope das HKB entspannt, was zu einer größeren maximalen Flexion führt [87, 123]. Ein in Computersimulationen postulierter Einfluss des posterioren Slopes auf die Beweglichkeit des natürlichen Knies konnte in vivo bislang nicht nachgewiesen werden [56].

Viele Studien berichten von einer direkten Abhängigkeit der patellofemorale Kinematik von der tibiofemorale Kinematik, sodass insbesondere die AP-Stabilität Voraussetzung für eine physiologische Patellakinematik ist [49, 52, 66, 76, 104, 107, 117]. Das Patellofemorale Gelenk ist gerade im Hinblick auf die Endoprothetik Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. So wurde die Patellakinematik insbesondere in Bezug auf patellares Gleitverhalten, patellofemorale Kontaktdruckcharakteristika und Zugkraftübertragung auf die Patellasehne untersucht [1, 17, 20, 26, 37, 45, 76, 86, 97, 109, 117, 125, 126]. Hierbei zeigt sich ein komplexer Zusammenhang verschiedener Einflussgrößen auf patellofemorale Kontaktdruck und Kontaktfläche, Gelenkstabilität und Gelenkführung, stets in Abhängigkeit vom Beugegrad des Kniegelenks.

Von entscheidender Bedeutung für die Gelenkstabilität und eine zentrierte Gelenkführung sind neben der AP-Stabilität [49, 52, 66, 76, 104, 107, 117] vor allem knöchernen Anatomie von Patellarrückfläche und kondylärem Gleitlager, mediales und laterales Retinaculum [17], Q-Winkel [52] sowie ein ausgeglichener Muskelzug, der beispielsweise bei einer Schwächung des M. vastus medialis nicht mehr gegeben ist [26]. Eine zentrierte Gelenkführung wiederum ist Voraussetzung für ein physiologisches patellofemorales Kontaktdruckverhalten mit großen Kontaktflächen und entsprechend niedrigen Drücken [117]. Im physiologischen Kniegelenk zeigt sich eine Kontaktfläche, die von  $60^\circ$  bis  $90^\circ$  Flexion maximiert wird, dann je nach Studie wieder abnimmt

beziehungsweise im Bereich der aktiven Flexion konstant bleibt oder sogar leicht ansteigt [31, 35, 50, 70, 78, 115]. Der Patellofemoraldruck nimmt dabei mit zunehmender Flexion zu [27, 70, 97]. Bezüglich des patellofemorale Drucks besteht Konsens darüber, dass dieser ein entscheidender Faktor bei der Entstehung von Korpelschäden des Patellofemoralgelenks darstellt [31].

### 1.1.2 Biomechanische Einschränkungen in der Knieendoprothetik

Bereits anhand der aufgeführten Grundaspekte der Gelenkmechanik des physiologischen Kniegelenks wird deutlich, dass die Knieendoprothetik vielen Anforderungen gerecht werden muss, was in der Praxis durch die Komplexität oft zu Einschränkungen bei Patienten mit künstlich versorgten Kniegelenken führt. Bisherige Studien zeigen, dass die meisten Knieprothesendesigns die natürliche Kinematik des Kniegelenks nur unzureichend wiederherstellen können [6, 22-24, 59, 74, 89, 90, 106]:

So kommt es bei den meisten Knieendoprothesen im Gegensatz zum physiologischen „roll-back“ zum paradoxen Gleiten des Femurs und somit des tibiofemorale Kontaktpunktes nach anterior [7, 21-24, 41, 47, 104-107, 119]. Als Hauptursache für diese paradoxe Translation wird die bei einer KTEP standardmäßig durchgeführte Resektion des VKB verantwortlich gemacht [7, 22, 23, 58, 105-107]. So wiesen Komistek et al. bei VKB und HKB erhaltenden Implantationen im Vergleich zu HKB erhaltenden Implantationen eine physiologischere Kinematik des Kniegelenks nach [58, 59].

Weiterhin lässt sich bei endoprothetisch versorgten Kniegelenken eine unnatürliche Rotationsbewegung und ein übermäßiges Abheben eines Kondylus („lift-off“) beobachten [24, 64, 106, 115]. Dabei lässt sich das unilaterale Öffnen des Gelenkspaltes unter Belastung („lift-off“) besonders für den lateralen Kondylus nachweisen [24]. Als Ursache hierfür werden ebenfalls die Resektion des VKB und die unsymmetrische kondyläre Anatomie in Betracht gezogen [24, 37, 53].

Eine weitere Einschränkung stellt ein verringerter Bewegungsumfang nach Implantation einer KTEP dar, was vor allem aus einer verminderten maximalen Flexion resultiert [24].

Diese unphysiologischen Bewegungsmuster bei einer KTEP müssen insofern kritisch betrachtet werden, als sie zu übermäßigem Verschleißverhalten oder

Überlastung der Muskulatur führen können und somit die Lebensdauer einer KTEP sowie die Zufriedenheit der Patienten deutlich mindern können.

### 1.2 Prothesensysteme und -modifikationen in der Knieendoprothetik

In Zeiten stetig zunehmender Alterung der Bevölkerung wird die Diagnose einer hochgradigen Gonarthrose als Indikation zur endoprothetischen Versorgung des Knies immer häufiger gestellt. Die hohe Zahl an Implantationen und der häufige Wunsch der Patienten, nach der Implantation das Knie wieder aktiv belasten zu können, führen seit Einführung der Knieendoprothetik zu kontinuierlicher Weiterentwicklung und Verbesserung bereits bestehender Knieprothesensysteme.

#### 1.2.1 Historische Meilensteine in der Knieendoprothetik

Bis in die 1970er Jahre galten die seit 1890 nach einer Idee des Berliner Chirurgen Gluck kontinuierlich weiterentwickelten Scharnierprothesen als gekoppeltes Prothesensystem mit einer mechanischen Achsführung als Standardoperationsmethode bei Gonarthrose. Mit Einführung des bikompartimentellen Oberflächenersatzes Anfang bis Mitte der 1970er Jahre wurden die Scharnierprothesen zunehmend von den Oberflächenersatzprothesen abgelöst, sodass sie heute nur noch bei hochgradigen Achsfehlstellungen oder instabilen Kniegelenken, die durch Oberflächenersatzprothesen nicht suffizient zu versorgen sind, indiziert sind. Im Gegensatz zu den Scharnierprothesen verfolgen die ungekoppelten Oberflächenersatzprothesen das Prinzip, nur den beschädigten Teil des arthrotisch degenerierten Knies zu ersetzen (Abb. 1.4) [37]. Dieses Prinzip wird seitdem weiterverfolgt und liegt auch heutigen Neu- und Weiterentwicklungen zugrunde. Durch dieses Prinzip kann der mit der Implantation verbundene Knochendefekt erheblich reduziert werden, was in Bezug auf eine mögliche Revision der Prothese von großem Vorteil ist. Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass neben der Flexion und Extension den Patienten so - im Gegensatz zu mit Scharnierprothesen versorgten Patienten - ebenfalls eine Rotation ermöglicht wird.

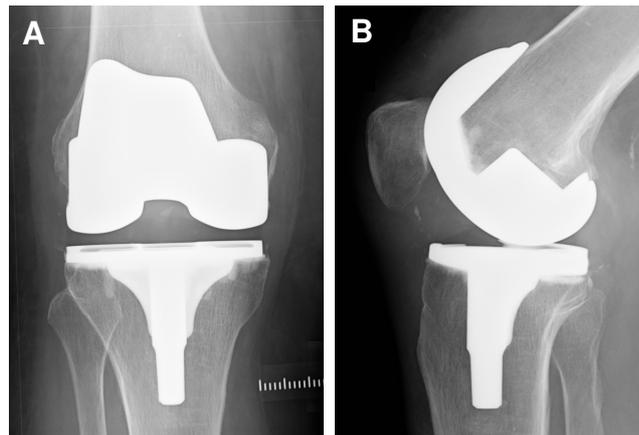


Abb. 1.4 (links): Prinzip des endoprothetischen Oberflächenersatzes nach Goodfellow und O'Connor (1978) [37]

Abb. 1.5 (rechts): Röntgenkontrolle (AP- (A) und seitlicher Strahlengang (B)) nach Implantation einer bikompartimentellen KTEP mit femoraler und tibialer Komponente, Quelle: Sportopaedicum Straubing, Deutschland

Nach den Prinzipien des Oberflächenersatzes entwickelten Goodfellow und O'Connor 1978 die sogenannte „Oxford“-Prothese, die sich durch mobile Gleitlager und den Erhalt beider Kreuzbänder sowie des Patellofemoralgelenks auszeichnet [37]. Durch Gleitlagerluxationen und tibiale Lockerungen wurde eine bikondyläre Versorgung frühzeitig ausgesetzt. Als unikompartimentelle Schlittenprothese hingegen wird das Implantat heute noch weitverbreitet eingesetzt bei einseitiger medialer oder lateraler Gonarthrose bei intaktem Bandapparat (Abb. 1.6).



Abb. 1.6: Unikompartimentelle „mobile bearing“-Knieendoprothese des Typs Oxford, Phase III, Biomet

Ebenfalls gegen Ende der 1970er Jahre entwickelten Buechel und Pappas ein weiteres Prothesenmodell, die „LCS“-Prothese („low contact stress“). Diese zeichnet sich dadurch aus, dass neben der tibiofemorale auch die patellofemorale Oberfläche ersetzt wird [15]. Von den ursprünglich entwickelten Varianten mit einerseits zwei beweglichen Meniskuslagern (Abb. 1.7) und andererseits einer im Kniemittelpunkt rotierenden Plattform (Abb. 1.8) wird heute nur noch letztere verwendet, da die beweglichen Meniskuslager zu erheblichem Abrieb und relativ häufiger Luxation der Gleitlager führten. Als achsgeführte Rotationsprothese („Rotating hinge“) werden diese Prothesen heute eingesetzt bei insuffizienten Kreuz- und Kollateralbändern bei ansonsten gut intakter Kapsel und suffizientem Muskelapparat.



Abb. 1.7: LCS-Knieprothese (Depuy) mit zwei beweglichen Meniskuslagern und Patellarrückflächenersatz



Abb. 1.8: LCS-Knieprothese (Depuy) mit reiner Rotation (Gleitlager rechts) oder Rotation und Gleiten in sagittaler Richtung (Gleitlager links)

Durch den großen Erfolg der Implantate nach dem Prinzip des Oberflächenersatzes mit Ersatz der femoralen und tibialen Oberfläche und einem dazwischen liegenden Gleitlager wurden seither die Prothesensysteme konsequent weiterentwickelt. Derzeit befinden sich auf dem Markt zahlreiche Prothesensysteme, die wiederum jeweils in verschiedenen Modifikationen angeboten werden [77, 91].

### 1.2.2 Implantationsmodifikationen in der modernen Knieendoprothetik

Die modernen Knieendoprothesensysteme werden jeweils in diversen Modifikationen angeboten, die entweder auf Verbesserung von Material oder Design der Prothese selbst abzielen oder eher die Implantationsmethode thematisieren. Hierbei wiesen Goodfellow und O'Connor bereits 1978 mit der Entwicklung der „Oxford“-Knieprothese auf das grundsätzlich bestehende Problem der Knieendoprothetik hin [37]. Somit muss bei der Entwicklung eines Prothesensystems, welches das natürliche Kniegelenk maximal gut ersetzen will, ein guter Kompromiss zwischen Stabilität des Knies auf der einen Seite und Bewegungsfreiheit auf der anderen Seite gefunden werden.

Ein Ansatz, dieser Problematik gerecht zu werden, ist im sogenannten „Soft tissue balancing“ zu sehen. „Soft tissue balancing“ beinhaltet neben Knochenresektion und Wahl des Prothesendesigns auch ein Weichteilrelease, stets mit dem Ziel, eine ausgeglichene Weichteilspannung herzustellen. Eine ausgeglichene Spannung ist im Besonderen für das HKB für einen postoperativen Funktionserhalt von Bedeutung [20, 24, 69, 98].

#### 1.2.2.1 Modifikationen durch das Polyethylen-Gleitlager

Das PE-Inlay als Meniskusersatz spielt bei vielen Modifikationen eine entscheidende Rolle. Schon früh wurde vor allem das Material der Gleitlager diskutiert [38], da diese durch die Inkongruenz der tibiofemorale Gelenkfläche häufig Spitzendrücken ausgesetzt sind. Auch bei den heute üblichen Inlays aus ultrahochmolekularem Polyethylen (UHMWPE, „ultra high molecular weight polyethylene“) stellen der Abrieb, Deformation und Luxation der PE-Inlays die Hauptprobleme dar [61, 72, 94]. Dies ist vor allem durch das Postulat, dass freie PE-Partikel positiv mit der Anzahl aseptischer Prothesenlockerungen

korrelieren [57, 94], kritisch zu betrachten. Die in der Literatur mit 10–15 MPa angegebene Polyethyldauerbelastungsgrenze sollte möglichst nicht überschritten werden, da gerade eine Druckminderung entscheidend zur Minimierung des PE-Abriebs beiträgt [41, 109]. Dabei wiesen fluoroskopische Untersuchungen den größten Abrieb des PE-Inlays an der Stelle des posterioren tibiofemoralen Kontaktpunktes nach [41]. Der PE-Abrieb kann neben Materialeigenschaften auch durch Inlayhöhe und das Inlaydesign selbst vermindert werden [11, 18, 72]. Durch eine höhere Kongruenz und somit größeren Kontaktfläche zwischen Femur und Inlay kann dem Auftreten der Spitzendruckbelastungen und vorzeitigem Verschleiß entgegengewirkt werden. Somit werden sowohl flache und weniger stark konkav gewölbte Inlays angeboten („flat“) als auch Gleitlager mit höherer Konformität („deep dished“, „DD“, „high conforming“). Bei Implantation wird dabei standardmäßig das HKB erhalten („cruciate retaining“, „CR“), während das VKB reseziert wird. Diese ungekoppelten Modifikationen unterscheiden sich von teilgekoppelten Prothesendesigns („posterior stabilized“, „high flex“), deren Gleitlager sich durch eine Art Zapfen auszeichnet, der in den interkondylären Raum ragt und anstelle des HKB, das hier ebenfalls reseziert wird, die AP-Stabilität gewährleisten soll.

### 1.2.2.1.1 Flache PE-Gleitlager vom CR-Typ

Für die häufig verwendeten flachen und „normal“ stark gewölbten Inlays („flat“) (Abb. 1.9) liegen zur Zeit gute bis sehr gute mittelfristige klinische Ergebnisse im Hinblick auf Funktionalität, Schmerzfreiheit und Bewegungsumfang vor [7, 98]. Bei der Implantation wird das HKB erhalten („cruciate retaining“, „CR“), was zu einem ausreichenden AP-Stabilisierungsgrad führen soll.



Abb. 1.9: „Fixed-bearing“-Gleitlager (11 mm hoch, „flat“), Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Viel diskutiert wird die Rolle der Kreuzbänder bei endoprothetisch versorgten Kniegelenken, deren HKB erhalten wurde. Durch die standardmäßig durchgeführte Resektion des VKB können CR-Kniegelenke in kinematischen Untersuchungen keine physiologische AP-Translation aufweisen [7, 22, 48, 58, 105]. Klinische Untersuchungen zeigen jedoch für diese Implantate zufrieden stellende gute bis exzellente Ergebnisse [7, 13, 63, 96, 98, 105].

### 1.2.2.1.2 Hoch konforme PE-Gleitlager vom CR-Typ

Die in der Sagittalebene stärker konformen Gleitlager („deep dished“, „DD“ oder „high conforming“) werden vor allem bei Kreuzbandinsuffizienz eingesetzt. Bei der Implantation bleibt das HKB erhalten („cruciate retaining“, „CR“). Durch das hoch konforme Inlay soll die Funktionalität des HKB unterstützt und somit die anteroposteriore Translation stabilisiert werden [98, 102]. Eine spezielle Variation dieser Inlays ist gegeben durch eine zusätzliche posteriore Lippe, die die AP-Translation in tiefer Flexion stabilisieren soll.

Mehrere Studien konnten für Gleitlager von höherer Konformität mittelfristig ein günstigeres Verschleißverhalten des Polyethylens nachweisen [11, 18] und auch klinische Studien zeigen gute Ergebnisse [7, 63]. Dennoch bleibt die tibiofemorale Kontaktfläche bei Versorgung mit einem DD-Gleitlager kleiner als im physiologischen Kniegelenk.

Da bei Insuffizienz des HKB häufig teilgekoppelte Designmodifikationen, die das HKB künstlich ersetzen, bevorzugt werden, werden die DD-Gleitlager im klinischen Alltag insgesamt weniger eingesetzt. Daher befassen sich bislang relativ wenige Untersuchungen mit den DD-Gleitlagern, sodass derzeit vor allem mittel- bis langfristig wenige Erkenntnisse vorliegen [102].

### 1.2.2.1.3 PE-Gleitlager vom PS-Typ

Gleitlager vom PS-Typ („posterior stabilized“) zeichnen sich durch einen kreuzbandersetzenden „Zapfen“ aus, der in eine modifizierte Femurkomponente mit zusätzlichem interkondylärem Block hineinragt und so im Gegensatz zu den CR-Inlays einen „roll-back“ erzwingt [5, 21, 22, 99, 119, 122] und das Knie anteroposterior stabilisiert (Abb. 1.10). Bei Knieendoprothesen mit einem PS-Inlay spricht man durch den in die Femurkomponente reinragenden Zapfen von einer Teilkopplung.

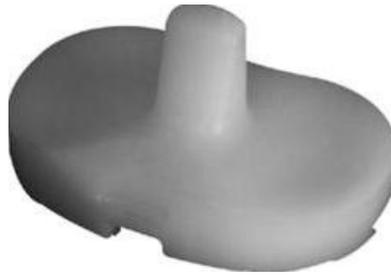


Abb. 1.10: „Posterior-stabilized“-Gleitlager, Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Es liegen zahlreiche Untersuchungen vor, die sich mit einem Vergleich von CR- und PS-Prothesendesigns beschäftigen, wobei die CR-Kniegelenke nahezu immer mit einem flachen PE-Inlay versorgt wurden. So zeigten Patienten, die mit einem PS-Gleitlager versorgt waren, im Gegensatz zu Patienten, denen eine HKB erhaltende KTEP implantiert wurde, im Rahmen mehrerer fluoroskopischer Studien kein oder ein deutlich reduziertes paradoxes Gleiten nach anterior [7, 22-24, 119]. Neben dem höheren AP-Stabilisierungsgrad konnte für Kniegelenke, welche mit einem PS-Gleitlager versorgt waren gegenüber CR-Kniegelenken eine verbesserte maximale Flexion und somit ein größerer Bewegungsumfang (ROM, „range of motion“) beobachtet werden [24, 25, 39, 69]. Diese kinematische Überlegenheit der PS-Gleitlager konnte bislang jedoch weder in klinischen noch in radiologischen Untersuchungen bestätigt werden [2, 19, 39, 69, 96, 98, 116, 119]. Hier werden kreuzbandersetzende und kreuzbanderhaltende Knieprothesen auch im Rahmen von Langzeitstudien als vergleichbar gut eingestuft. Eine prospektive randomisierte Studie konnte bei Patienten mit reseziertem HKB jedoch postoperativ schlechtere Schmerzscores nachweisen [28]. Andere Untersuchungen zeigten für die PS-Inlays ein etwas häufigeres „lift-off“ [24, 64]. Weiterhin konnte in tiefer Flexion für die PS-Gleitlager ein sogenanntes „Post-Impingement“ beobachtet werden, bei dem der Zapfen des Inlays an die Patellarrückfläche gelangt. Hierbei besteht ein Zusammenhang mit einer tief stehenden Patella, einer zu kleinen Femurkomponente und zu weit anterior implantierter Tibiakomponente [118]. Nur wenige in vitro-Studien beschäftigen sich bislang mit einem Vergleich der beiden Inlaydesigns. Nicholls et al. fanden unter Flexion deutlich reduzierte tibiofemorale Kräfteinwirkung bei PS-Inlays im Vergleich zu CR-Inlays [79].

Ebenso schlecht ist die Datenlage für einen Vergleich von PS-Prothesen und CR-Prothesen mit einem hoch konformen Inlay („deep dished“, „DD“). Laskin et al. konnten in einer randomisierten prospektiven Studie im Hinblick auf ROM, Schmerzscores und Gelenkstabilität keine klinischen Unterschiede zwischen mit PS-Inlay versorgten und DD-Inlay versorgten Patienten feststellen [63]. Auch Saari et al. fanden in ihrer Untersuchung bis auf ein etwas häufigeres sagittales Verkippen der Tibiakomponente bei PS-Kniegelenken keine radiologischen und klinischen Unterschiede [96].

Durch die klinische Gleichwertigkeit von CR-Prothesen, PS-Prothesen und schließlich sogar Prothesen, welche weder das HKB noch dessen Substitution aufweisen [98], spielen in der Diskussion überwiegend kinematische Aspekte im Hinblick auf den intrinsischen AP-Stabilisierungsgrad des PE-Inlays eine Rolle. Klinisch greift man insbesondere dann auf die funktionell das HKB ersetzenden PS-Gleitlager zurück, wenn das HKB aus degenerativen oder implantationstechnischen Gründen funktionell nicht erhalten ist. Im klinischen Alltag wird bei Erstimplantationen bei suffizientem HKB tendenziell ein CR-Inlay bevorzugt, da hier im Vergleich zu Implantationen der PS-Modifikation weniger Knochen reseziert werden muss, was in Bezug auf mögliche Revisionseingriffe und ein erhöhtes Frakturrisiko von Vorteil sein könnte [63, 102].

### 1.2.2.1.4 HF-Gleitlager

Erst seit kurzem auf dem Markt bestehen die sogenannten „High flex“-Modelle („HF“), die Modifikationen aufweisen, welche die maximale Flexion vergrößern sollen. Dies wird je nach Hersteller unterschiedlich umgesetzt, zum Beispiel durch kleinere Radien der anterioren Femurkondylen oder durch zusätzliche Knochenresektion an der posterioren Kondyle. Andere Hersteller modifizieren das PE-Inlay (Abb. 1.11).



Abb. 1.11: „High-flex“-Gleitlager, Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Hierbei besteht der Hauptunterschied gegenüber konventionellen Inlays mit posteriorer Lippe im flachen Abfall der posterioren Inlayoberfläche. Zudem kann der anteriore Teil des Inlays abgeflacht sein, sodass bei hohen Flexionsgraden durch den Wegfall einer Kante ein Anstoßen der Patella verhindert wird.

Mit diesen Modifikationen wird theoretisch die maximale Flexion vergrößert, allerdings je nach Konstitution auf Kosten der Gelenkstabilität [6, 10, 51, 92]. Das HF-Design soll vor allem die tiefe Flexion verbessern, was erste Studien belegen [10, 51, 62, 100, 101]. Des Weiteren zeigen Untersuchungen erfreuliche Ergebnisse hinsichtlich mit physiologischen Kniegelenken vergleichbarer Kinematik [4, 65], die vor allem aus einer während der gesamten Flexion vergrößerten tibiofemorale Kontaktfläche resultieren soll [100]. Allerdings ist der Erfolg in Bezug auf einen postoperativ zufrieden stellenden Bewegungsumfang wie für andere Gleitlager auch am stärksten abhängig vom präoperativ bestehenden Bewegungsumfang [10, 92, 101]. Im Vergleich mit anderen Prothesendesigns wird das HF-Design derzeit in ersten Studien klinisch und biomechanisch als vergleichbar gut eingestuft [10, 51, 100, 101].

### 1.2.2.1.5 Höhe des PE-Gleitlagers

Durch eine variable Resektion der ossären Gelenkstrukturen kann der Operateur nach eigenem Ermessen eine ausgeglichene Weichteilspannung des Kniegelenks wiederherstellen. Dabei kann der tibiofemorale Gelenkspalt deutlich vergrößert werden, was durch verschiedene Höhen der PE-Gleitlager kompensiert wird. Somit werden bei verschiedenen Implantationssystemen zum Beispiel die Inlayhöhen 9 mm, 11 mm und 13 mm angeboten, die je nach tibialen Resektionsniveau eingesetzt werden um eine angemessene Spannung der Bänder wiederherzustellen [37]. Dabei sollte die Höhe des Gleitlagers so gewählt werden, dass das Kniegelenk auf der einen Seite zwar stabil, andererseits aber nicht zu stark in der Bewegung eingeschränkt ist. Einige Autoren sprechen eine Empfehlung für höhere Gleitlager aus, da diese ein günstigeres Verschleißverhalten aufweisen [9].

### 1.2.2.1.6 Fixe und bewegliche PE-Gleitlager

Neben Höhe und Wölbungsgrad des PE-Inlays ist seit langem der Bewegungsspielraum der Gleitlager in der Diskussion. Schon 1978 wurde mit

der Entwicklung des „Oxford“-Knies versucht, den natürlichen Menisken im Sinne der transportablen Gelenkflächen gerecht zu werden [37]. Somit gibt es einerseits Gleitlager, die in der Tibiakomponente einrasten und daher nicht in der Lage sind, Bewegungen des Femurs auf der Tibia mitzuverfolgen („fixed bearings“). Andererseits können sogenannte „mobile bearings“ eingesetzt werden. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass sie wie die natürlichen Menisken geführt oder frei beweglich sind im Sinne einer Rotation und AP-Translation. Dies wird bei gleicher femoraler Komponente durch eine modifizierte tibiale Komponente ermöglicht, auf dem das Inlay freie oder geführte Bewegungen ausüben kann. Da letztere Modifikation eher den physiologischen Menisken im Sinne der „transportablen Gelenkflächen“ entspricht, werden für die mobilen Gleitlager Vorteile gegenüber den fixen Gleitlagern postuliert. Doch trotz vieler Studien, die diesen, auf die nachvollziehbarere Biomechanik der Gleitlager beruhenden, theoretischen Vorteil nachweisen wollten, steht insbesondere der klinische Nachweis einer Überlegenheit der mobilen Inlays noch aus. Den Postulaten geringere Lockerungsraten, verbesserte Beweglichkeit, geringere tibiofemorale [109] und patellofemorale Kontaktdrücke sowie größere Kompensation bei rotatorisch fehlimplantierte Prothese werden Hypothesen entgegengesetzt, die Nachteile mobiler Gleitlager postulieren. Dazu zählen erhöhter PE-Abrieb durch größere Kontaktflächen, erhöhtes Risiko einer Weichteileinklemmung und häufigere Inlay-Luxationen und Brüche, sodass vor allem klinisch noch kein Unterschied zwischen mobilen und fixierten Gleitlagern nachgewiesen werden konnte [21, 30, 54, 110] und die Diskussion somit bis heute offen bleibt.

### 1.2.2.2 Weichteilreleasing

Wichtig für den klinischen Erfolg bei der Implantation einer KTEP ist neben der Wahl eines geeigneten Inlaydesigns eine angemessene Weichteilspannung, die Stabilität, Beweglichkeit und Patellakinematik mit beeinflusst [99]. Eine ausgeglichene Weichteilspannung bewirkt eine gleichmäßige Beanspruchung der anatomischen Strukturen am Kniegelenk, sodass Überbelastungen wie zum Beispiel Insertionstendopathien vermieden werden können. Auch die Funktionalität des HKB hängt entscheidend von dessen ausgeglichener Spannung ab. So führen sowohl Überspannung als auch Laxität zu Insuffizienz

oder kompletten Funktionsverlust [20, 24, 69, 98]. Die bei Funktionserhalt des HKB resultierende AP-Stabilität führt zu einer physiologischen tibiofemorale Gelenkmechanik, die wiederum zu einer physiologischen Gelenkmechanik des Patellofemorale Gelenks führt. Dadurch können tibiofemorale und patellofemorale Druckverteilung verbessert werden, was wiederum den Verschleiß der PE-Gleitlager sowie patellofemorale Verschleiß minimiert. Weiterhin kann durch ein Release des HKB die maximale Flexion verbessert werden [75].

Vor allem in vitro-Studien untersuchen den Einfluss einer medialen beziehungsweise lateralen Retinaculumspaltung (Release), die beide vor allem in der Flexion zu mehr Bewegungsspielraum führen [75]. Inwiefern ein Release sinnvoll ist, muss immer individuell abgewogen werden. Beispielsweise kann bei kontraktilem lateralen Bandapparat oder medialer Arthrotomie ein laterales Release sinnvoll sein um einer Valgisierung vorzubeugen. Andererseits kann ein laterales Release das Luxationsrisiko der Patella [17, 50] erhöhen und zur Medialisierung des patellaren Laufes führen [84] und zeigt tendenziell erhöhte patellofemorale Kontakt drücke [84] durch eine niedrigere Kontaktfläche [50]. Klinisch zeigte sich ein Trend hin zu gehäufte Schmerzproblematik nach Implantationen mit lateralem Release [28]. Umgekehrt kann eine mediale Retinaculumraffung je nach operativer Technik zu einer Medialisierung der Patella und ebenfalls erhöhten patellofemorale Drücken führen [82, 83], aber durchaus auch einen stabilisierenden Effekt auf die Patella im Sinne einer Zentrierung haben [88]. Dies ist insofern problematisch als ein unzentrierter Lauf der Patella bei Knieendoprothesen durch eine fehlende Kompensation durch das VKB zu Fehlrotation der Tibia führen kann [89].

Selbst der Operationszugang wird im Kontext einer ausgeglichenen Weichteilspannung diskutiert. Klinisch wird meist eine mediale Arthrotomie bevorzugt, da diese postoperativ zu einem kosmetisch gute Ergebnisse zeigt und zum anderen auch eine zufrieden stellende Funktionalität des M. quadriceps femoris aufweist [46, 112].

Für eine ausgeglichene Weichteilspannung ist somit vor allem das korrekte Ermessen des Operateurs während der Implantation von großer Bedeutung, da hier individuell bei bestehenden Ungleichgewichten in der Weichteilspannung in einem gewissen Rahmen kompensatorische oder prophylaktische Maßnahmen getroffen werden können [14, 99].

### 1.2.2.3 Endoprothetische Modifikationen der Patella

Eine weitere Diskussion wird in der Literatur in Bezug auf eine endoprothetische Versorgung des Patellofemoralgelenks geführt. Zwar konnte Kordelle et al. in einer prospektiv randomisierten Studie klinisch bessere Resultate bei mit Patellarrückflächenersatz versorgten Patienten nachweisen, obwohl präoperativ keine wesentlichen patellofemorale Beschwerden vorlagen [60]. Retrospektive Studien zeigen allerdings für künstliche Patellarrückflächen, deren Polyethylen durch eine Metallplatte verstärkt wird, unbefriedigend hohe Komplikationsraten [111]. Experimentelle Studien wiesen ebenfalls eher ungünstige patellofemorale Kontaktcharakteristika wie reduzierte Kontaktfläche und Druckerhöhung unabhängig von Größe und Platzierung des Patellarrückflächenersatzes nach [32, 33, 70, 108]. Klinisch zeigten sich auch bei Patienten mit nativ belassener Patella postoperativ zufrieden stellende Ergebnisse [34], sodass die Frage nach vor allem klinisch überlegenem Design abschließend nicht geklärt ist.

### 1.3 Vorderer Knieschmerz in der Knieendoprothetik

Mit den heutigen Implantationsstandards werden unabhängig vom Prothesendesign in der Regel zufrieden stellende gute bis sehr gute klinische Ergebnisse erzielt [7, 13, 58, 60, 69, 93, 96, 98, 99, 105].

Dennoch stellen patellofemorale Probleme, vor allem der vordere Knieschmerz beziehungsweise ins patellofemorale Kompartiment projizierte Schmerzen den größten Anteil an postoperativ auftretenden Komplikationen dar, sodass insbesondere frühe Revisionen aus einer patellaren Problematik resultieren [14, 44, 59, 67, 103, 111, 121]. Als Symptom kann der vordere Knieschmerz (femoropatellares Schmerzsyndrom), der auch am natürlichen Kniegelenk auftreten kann, im Rahmen verschiedener Beschwerdebilder auftreten: im Bereich der Patella kommen neben Insertionstendopathien, Plicasyndrom und Reizung des Hoffaschen Fettkörpers auch Krankheitsbilder vor, die sich typischerweise patellofemoral manifestieren. Hierzu zählen die Chondromalazia patellae und die Retropatellararthrose. Die eigentliche schmerzauslösende Ursache ist bislang unbekannt. Der Knorpel selbst enthält keine Schmerz-

rezeptoren, sodass die Vermutung nahe liegt, dass patellofemorale Schmerzen über Nozizeptoren der Schleimhaut oder des Periosts vermittelt werden.

All diesen Beschwerdebildern liegt meist eine unphysiologische Biomechanik des Patellofemoralgelenks zugrunde, die zur Überlastung und so zu Reizzuständen und Schmerzen führt [103]. Dabei werden präoperativ bestehende Retropatellararthrose, Übergewicht, Patella(sub-)luxation, eine hoch stehende Patella (Patella alta) und Patelladysplasie als Risikofaktoren für eine postoperative patellare Problematik gehandelt [44, 55, 94, 111]. Klinische Studien belegen zudem einen Zusammenhang zwischen erhöhtem Q-Winkel und patellofemoralem Schmerzen [29]. Im Experiment konnte eine im Computermodell postulierte Abhängigkeit des Patellofemoraldruckes vom Q-Winkel bislang nur durch Huberti et al., von den meisten in der Literatur beschriebenen Untersuchungen allerdings nicht nachgewiesen werden [26, 27, 52, 114]. Huberti et al. beschrieben erhöhte patellofemorale Kontaktdrücke bei unphysiologisch hohen und kleinen Q-Winkeln bei Leichenkniegelenken [52]. Ein erhöhter patellofemorale Druck wird in der Literatur als Hauptursache von vorderem Knieschmerz nach Implantation einer KTEP diskutiert [12, 35, 70, 108]. Daher analysieren derzeit zahlreiche Untersuchungen die patellofemorale Mechanik endoprothetisch versorgter Kniegelenke mit Foci auf patellofemorale Kontaktfläche, Patellofemoraldruck und Patellakinematik [32-35, 50, 59, 65, 70, 81, 89, 93, 108, 121, 124]. Dabei wird auch untersucht, inwiefern sich im Rahmen einer KTEP die endoprothetische Versorgung der Patellarrückfläche im Vergleich zum nativen Belassen der Patella auswirkt [14, 20, 70, 89]. In vitro-Untersuchungen konnten für endoprothetisch versorgte Kniegelenke gegenüber natürlichen Kniegelenken erhöhte patellofemorale Drücke nachweisen, wobei dies nur für Prothesen mit Patellarrückflächenersatz signifikant war [70, 108, 114]. Der Erklärungsversuch, dass eine unphysiologische Patellakinematik zu einem reaktiven infrapatellaren Ödem führt, das sekundär den patellofemoralem Druck erhöht, konnte im Experiment nicht nachgewiesen werden [12]. Weitere Autoren interpretieren einen erhöhten Patellofemoraldruck als Folge eines veränderten Bewegungsverhaltens der Patella im Sinne eines Shifting und Tilting (Abb. 1.12). Ostermeier et al. wiesen für Prothesen mit künstlich ersetzter Patellarrückfläche patellares Tilting (Verkipfung der Patella) nach lateral nach, während sich Abweichungen des patellaren Transversalverhalten

(„Shifting“) für Knieprothesen mit und ohne Patellarückflächenersatz zeigten [81]. Weiteren Studien belegen sowohl für Knieendoprothesen mit nativ belassener Patella als auch für Prothesen mit Patellarückflächenersatz unphysiologisch großes Shifting und Tilting [59, 107, 111].

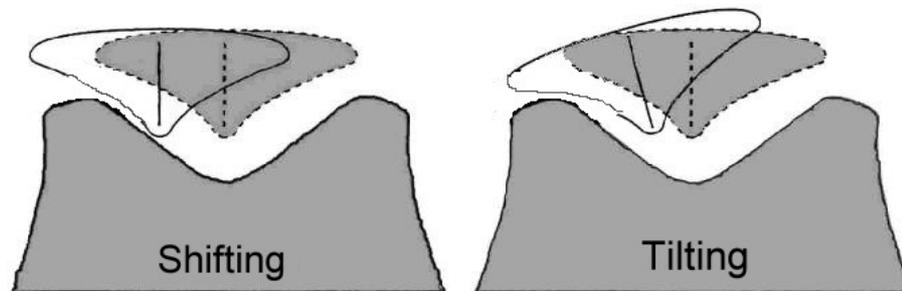


Abb. 1.12: Schemazeichnung für eine unphysiologische Patellakinematik, links: seitliche Verschiebung („Shifting“, Subluxation), rechts: Verkippung („Tilting“)

Als Folge dieser unphysiologischen Patellakinematik sehen einige Autoren veränderte patellofemorale Druckverteilungsmuster, die zu erhöhten Drücken führen [35, 81, 93]. Klinisch konnte bei Patienten mit überwiegend lateralem patellofemoralem Kontakt allerdings kein höherer Schmerzscore gefunden werden [93, 103]. Dies könnte darin begründet liegen, dass auch im natürlichen Kniegelenk die größere laterale Patellafacettenfläche dominant ist und je nach Beugewinkel des Knies bis zu 70 % der gesamten Kontaktfläche darstellt [97]. Für unphysiologisches Shifting und Tilting bei mit einer KTEP versorgten Kniegelenken werden derzeit verschiedene Ursachen in Betracht gezogen: so beeinflusst das patellare Gleitlager der Femurkomponente die Patellakinematik insbesondere im Hinblick auf ein mögliches Shifting [20, 111]. Im physiologischen Kniegelenk weist das patellofemorale Gleitlager eine Asymmetrie mit einer lateral steileren Begrenzung auf, sodass das physiologische Knie eine Tendenz zum medialen Shifting zeigt [81]. Bei Prothesensystemen, die diese Asymmetrie umsetzen, lässt sich eine physiologischere Patellakinematik beobachten, als bei solchen, die ein symmetrisches patellofemorales Gleitlager anbieten [20, 81].

Weitere Autoren berichten zudem von einer direkten Abhängigkeit der patellofemorale Kinematik von der tibiofemorale Kinematik, sodass

unphysiologische Bewegungen insbesondere im Hinblick auf eine anteroposteriore Stabilität zu erhöhten patellofemorale Drücken führen können [49, 52, 66, 76, 104, 107, 117]. Dabei wird die AP-Instabilität vor allem auf das Fehlen des VKB zurückgeführt. Auch natürliche Kniegelenke zeigten nach Resektion des VKB neben einer unphysiologischen AP-Translation eine abnormale Patellakinematik mit Lateralshifting und –tilting [49, 117].

Andere Studien konnten die Implantation fehlrotierter Prothesenkomponenten als Ursache einer unphysiologischen Patellakinematik nachweisen [3, 95]. So wird insbesondere die Femurkomponente in einer Innenrotationsfehlposition implantiert, was durch relative Medialisierung der Trochlea zu einer lateralen Hyperkompression und Lateralisationstendenz der Patella führen kann [3, 95]. Insgesamt wirkt sich die Fehlrotation der Femurkomponente auch stark auf die tibiofemorale Kinematik aus, während eine fehlrotierte Tibiakomponente in erster Linie die patellofemorale Kinematik beeinträchtigt [3, 95].

Ein weiterer Forschungsansatz beschäftigt sich mit der Abhängigkeit einer zentrierten und stabilen Führung der Patella vom Muskelzug des M. quadriceps femoris. So gibt es Überlegungen, die neben einem unphysiologischen Q-Winkel auch muskuläre Dysbalance als mögliche Ursache für erhöhten Patellofemoraldruck und vorderen Knieschmerz betrachten [26, 52]. Experimentell konnten nach Implantation einer KTEP reduzierte mechanische Wirkungsgrade und somit erhöhte Muskelbelastung nachgewiesen werden [85]. Somit könnten reduzierte Muskelkraft und schnellere Ermüdung des M. quadriceps femoris ebenfalls als Ursache des vorderen Knieschmerzes und erschwerter Rehabilitation nach Implantation einer KTEP angesehen werden.

Sowohl Quadricepsbelastung als auch Patellofemoraldruck zeigen für natürliche und für künstliche Kniegelenke eine starke Abhängigkeit vom Beugegrad des Knies. Vor allem Flexionswinkel größer 60° führen zu bedenklich großen Drücken [108, 114] und auch der notwendige Muskelaufwand steigt während der Flexion [80, 86]. Diese experimentell gewonnenen Erkenntnisse stimmen mit dem klinischen Bild des vorderen Knieschmerzes überein, da dieser insbesondere bei Flexion („Treppen steigen“, „Auto fahren“, „Kino“) auftritt.

Aufgrund der klinischen Relevanz des vorderen Knieschmerzes [14, 44, 59, 67, 103, 111, 121] wird bei der Implantation einer KTEP mit nativer Patella häufig prophylaktisch eine Denervierung der patellaren Gelenkfläche durchgeführt,

obwohl bisher keine Studie den gewünschten Effekt im Sinne einer Schmerzprophylaxe für das patellofemorale Kompartiment belegt. Darüber hinaus wird die Patellarrückfläche intraoperativ durch Abtragung möglicher Osteophyten geglättet um eine mechanische Reizung zu minimieren [103].

Durch die komplexen Zusammenhänge zwischen tibiofemoraler AP-Stabilität und Patellakinematik sowie die anatomischen Besonderheiten des Patellofemoralgelenks mit knöchernem Gleitlager, Weichteilanheftung und einer kleinen, je nach Gelenkstellung wechselnden Gelenkfläche sind experimentell gewonnene Erkenntnisse oft schwer oder gar nicht in klinischen Studien zu belegen [93]. So scheiterten bislang Studien, die eine klinische Überlegenheit der kreuzbandersetzenden PS-Kniegelenke aufgrund der fluoroskopisch belegten höheren AP-Stabilität gegenüber HKB erhaltenden CR-Kniegelenken nachweisen wollten [2, 19, 69, 96, 98, 116, 119].

### 1.4 Fragestellung und Hypothese der vorliegenden Studie

Die vorliegende Studie wurde konzipiert um - vor dem Hintergrund der Problematik des vorderen Knieschmerzes - zu untersuchen, inwieweit der intrinsische Stabilisierungsgrad verschiedener PE-Gleitlager und der Zustand des HKB Einfluss auf patellofemorale Kontaktdruckcharakteristika und Quadricepskraft nehmen.

Durch Applikation verschiedener Prothesendesigns wurden an humanen Leichenkniegelenken unterschiedliche AP-Stabilitäten simuliert und gleichzeitig biomechanische Parameter erhoben. Als Parameter dienten neben mittlerem Patellofemoraldruck auch patellofemorale Spitzendruck, Kraftangriffspunkt in Transversal- und Longitudinalachse sowie Quadricepszugkraft.

Mithilfe dieser in vitro-Untersuchung sollen im Hinblick auf eine Versorgung mit PS-Prothesendesigns folgende Studienhypothesen überprüft werden:

1. Kreuzbandersetzende Prothesendesigns (PS) zeigen einen günstigeren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps als kreuzbanderhaltende Prothesendesigns (CR) unabhängig von deren Inlaykonformität („flat“ und „deep dished“).

## 1 Einleitung

---

2. Kreuzbandersetzende Prothesendesigns (PS) zeigen einen günstigeren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps als Prothesendesigns mit hoch konformen Inlays bei HKB Insuffizienz („deep dished“).
3. Kreuzbandersetzende Prothesendesigns (PS) zeigen einen niedrigeren patellofemorale Druck als kreuzbanderhaltende Prothesendesigns (CR) unabhängig von deren Inlaykonformität („flat“ und „deep dished“).
4. Kreuzbandersetzende Prothesendesigns (PS) zeigen einen niedrigeren patellofemorale Druck als Prothesendesigns mit hoch konformen Inlays bei HKB Insuffizienz („deep dished“).

Außerdem sollen in Bezug auf die Inlaykonformität bei endoprothetischer Versorgung des Kniegelenks folgende Studienhypothesen erörtert werden:

1. Hoch konforme PE-Gleitlager zeigen bei kreuzbanderhaltenden Prothesendesigns („CR deep dished“) einen niedrigeren patellofemorale Druck als flache Inlays („CR flat“).
2. Hoch konforme PE-Gleitlager zeigen bei kreuzbanderhaltenden Prothesendesigns („CR deep dished“) einen günstigeren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps als flache Inlays („CR flat“).

Weiterhin wurden die Kniegelenke unter der Fragestellung untersucht, inwiefern die Integrität des HKB und die Höhe des Gleitlagers die Kniegelenkkinematik beeinflussen. Hier sollen folgende Studienhypothesen geklärt werden:

1. Bei Erhalt des HKB weist das gleiche Prothesendesign einen niedrigeren patellofemorale Druck auf als bei Resektion des HKB.
2. Bei Erhalt des HKB weist das gleiche Prothesendesign einen günstigeren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps auf als bei HKB-Resektion.
3. Eine zu niedrige Inlayhöhe wirkt sich ungünstig auf die Kniegelenkmechanik aus und führt zu hohem Patellofemorale Druck und ungünstigem mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps.

Die gewonnenen Erkenntnisse über die biomechanischen Auswirkungen der untersuchten Prothesendesigns werden anschließend im Hinblick auf mögliche Vor- und Nachteile bei deren endoprothetischer Applikation diskutiert.

### 2 Methodik

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine dynamische in vitro-Untersuchung an humanen Leichenknien.

Die Durchführung aller experimentellen Untersuchungen erfolgte im Biomechanischen Labor des Anna-Stiftes in Hannover, am Lehrstuhl für Orthopädie der Medizinischen Hochschule Hannover.

#### 2.1 Material

##### 2.2.1 Knieendoprothesensystem

Sämtlichen Knien wurde das Knieendoprothesensystem „Genesis II“ (Fa. Smith & Nephew, Schenefeld, Deutschland) implantiert. Beim „Genesis II“-Prothesensystem handelt es sich um eine bikompartimentelle KTEP, die die Implantation eines fixierten Polyethylen-Inlays („fixed-bearing“) oder eines beweglichen Polyethylen-Inlays („mobile-bearing“) ermöglicht. In der vorliegenden Studie wurden ausschließlich „Genesis II“-Prothesen mit fixierten PE-Gleitlagern verwendet. Die Gleitlager können dabei durch einen Einlass in der tibialen Basisplatte einrasten, was ein Luxieren des Inlays verhindern soll.



Abb. 2.1: „Genesis II“-Knieendoprothese mit Femurkomponente vom CR-Typ („cruciate retaining“) und fixiertem Polyethylen-gleitlager („fixed-bearing“), Quelle: Smith & Nephew Deutschland GmbH, Schenefeld, Deutschland

Da die vorliegende Studie überprüft, inwieweit das Design des Polyethylen-Inlays Einfluss auf die Kinematik des Kniegelenks nimmt, wurden Höhe und Wölbung der PE-Inlays variiert und dadurch unterschiedliche anteroposteriore Stabilisierungsgrade simuliert. Hierzu wurden CR-Gleitlager („cruciate retaining“) der Höhe 9 mm und 11 mm bei normaler konkaver Oberfläche („flat“) und CR-Inlays der Höhe 11 mm bei stärkerer Wölbung („deep dished“, DD-Inlay) und somit gesteigerter Konformität verwendet.

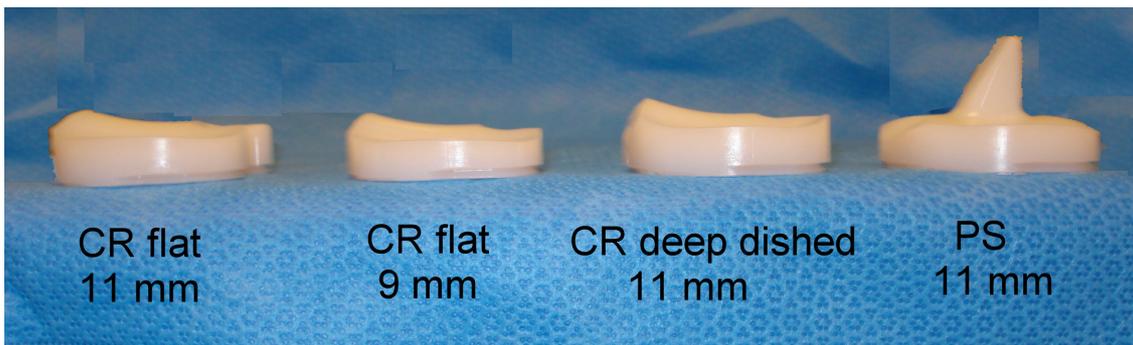


Abb. 2.2: Seitenansicht der getesteten Polyethylen-Gleitlager zur Veranschaulichung der Unterschiede im Design; flache, normal gewölbte („flat“) und stärker konkave („deep dished“) CR-Gleitlager („cruciate retaining“) und PS-Gleitlager („posterior stabilized“)

Neben diesen Inlays wurde den Kniegelenken eine „Genesis II“-KTEP in der Ausführung PS („posterior stabilized“) implantiert. Hier wird durch Entfernen eines interkondylären Knochenblockes das Implantieren einer anderen Femurkomponente (Abb. 2.3) notwendig. Außerdem zeichnet sich das modifizierte PE-Gleitlager durch eine Art Zapfen aus, der in den interkondylären Raum ragt und somit zum einen der Gelenkführung dient und zum anderen das Gelenk anteroposterior stabilisiert. Die PS-Gleitlager werden daher vor allem dann eingesetzt, wenn das HKB nicht erhalten werden kann oder bereits degenerative Veränderungen des HKB bestehen. In dieser Studie wurden PS-Inlays der Höhe 11 mm verwendet.



Abb. 2.3: Seitenansicht der verschiedenen Femurkomponenten

links: Femurkomponente für das HKB erhaltende Implantationen („cruciate retaining“)

rechts: Femurkomponente mit zusätzlichem interkondylären Block zur Gelenkstabilisierung bei nicht erhaltenem oder insuffizientem HKB („posterior stabilized“)

### 2.1.2 Präparate

In der vorliegenden Studie wurden acht Kniegelenke verwendet. Fünf der verwendeten Kniegelenke stammen von nordamerikanischen Körperspendern und wurden über eine kommerziell geführte Gewebebank (Anatomical Service Inc., Schillerpark, 60176 Illinois, USA) gegen Entgelt zum Versand angeboten. Des Weiteren wurden drei Präparate vom Institut für Anatomie der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster erworben. Auch diese Kniegelenke entstammen Körperspendern.

Um die Präparate gut zu erhalten, wurden die Leichen binnen weniger Stunden nach Eintreten des Todes ohne weitere Vorbehandlung tief gefroren. Die Kniegelenke wurden im Anschluss von Präparatoren je 300 mm proximal beziehungsweise distal des Gelenkspaltes abgesetzt und tief gefroren nach Deutschland versandt („fresh-frozen knees“).

Dabei handelte es sich um fünf rechte und drei linke Knie, die sowohl von weiblichen als auch männlichen Spendern stammten (eine Frau; sieben Männer, wobei von zwei Männern sowohl rechtes als auch linkes Knie verwendet wurde). Das Durchschnittsalter lag bei 76,0 Jahren (SD: 9,59; Altersspanne: 56-85 Jahre), vier Knie wiesen leichte degenerative

Veränderungen auf im Sinne einer initialen Osteoarthrose. Zwei Kniegelenke, die dem selben Spender entstammten, zeigten stärkere arthrotische Osteophytenbildung. Des weiteren wurden die Knie im Hinblick auf ligamentäre Stabilität geprüft. Bei allen Präparaten lagen intakte Kollateral- und Kreuzbänder vor. Lediglich bei einem Präparat war das VKB in Folge der Osteoarthrose degeneriert. Das HKB war bei allen Präparaten intakt vorhanden.

### 2.2 Methode

#### 2.2.1 Präparation

Um die Messung durchführen zu können, mussten die Kniegelenke vorbereitend entsprechend präpariert werden. Bei der Präparation wurde beim Entfernen von Haut und Subkutangewebe darauf geachtet, dass muskuläre und ligamentäre Strukturen komplett erhalten bleiben. Im Anschluss daran wurden die Sehnen und Sehnenpiegel im muskulotendinösen Übergang des M. quadriceps femoris, M. semitendinosus, M. gracilis und M. biceps femoris vom Muskelgewebe frei präpariert und mit Sehnenklemmen versehen, wobei M. semitendinosus und M. gracilis als Teile des Pes anserinus zusammen in eine Klemme eingespannt wurden (Abb. 2.8).



Abb. 2.4: Leichenkniegelenk mit präparierten Sehnen spiegeln vor Anschluss an Sehnenklemmen und den Kniegelenkskinemator

### 2.2.2 Operationstechnik

Allen Knien wurde nach der Präparation eine zementierte KTEP (Genesis II, Fa. Smith&Nephew, Schenefeld, Deutschland) mit den von der Herstellerfirma entsprechend mitgelieferten Instrumentarien implantiert.

Zur Schonung der Patellasehne wurde eine mediale parapatellare Arthrotomie durchgeführt. Bei allen Operationen wurde zunächst das HKB erhalten („CR“), wohingegen das VKB reseziert wurde. Dieses Vorgehen entspricht dem Standard bei der Implantation einer „Genesis II“- KTEP. Die Implantation der Femurkomponente orientiert sich an der mechanischen Femurachse, welche physiologisch eine Abweichung von  $5^{\circ}$  bis  $7^{\circ}$  zur anatomischen Femurachse aufweist. Daher wurde mithilfe eines intramedullären Stabes die anatomische Achse als Referenz erfasst und entsprechend der jeweiligen mechanischen Femurachse die Femurkomponente implantiert. Die Größe der implantierten Femurkomponenten reichte von 5 bis 7, die der Tibiakomponenten von 3 bis 5. Die tibiale Knochenresektion betrug für alle Implantationen 11 mm. Als Referenz diente dabei der höchste Punkt des weniger degenerierten Kompartiments des Tibiaplateaus. Somit war das Resektionsniveau für ein 11 mm hohes Inlay ausgerichtet. Eine Versorgung mit einem niedrigeren 9 mm hohen Gleitlager führte dementsprechend zu einer instabileren Gelenksituation.

### 2.2.3 Patellofemorale Messung

Zur Druckmessung und Bestimmung der Druckverteilung wurden 0,1 mm dünne Sensorfolien (Abb. 2.6) verwendet (K-Scan 4000, Tekscan, Boston, USA), deren Reliabilität in mehreren Studien nachgewiesen werden konnte [42, 71, 127]. Im Vergleich zu anderen Sensorfolien (Fuji Photo Film) hat sich der Tekscan K-Scan vor allem in Messungen der Kontaktfläche als überlegen erwiesen [42, 71, 113]. Insbesondere für diese Studie besteht ein großer Vorteil darin, dass das K-Scan 4000-System auch unter dynamischen Bedingungen eingesetzt werden kann.

Das 28 x 33 mm große Sensorfeld besteht aus 572 Drucksensoren (= 62 Sensoren pro  $\text{cm}^2$ ) und erfasst die Druckhöhe über die Messung von Widerstandsänderungen durch Druckänderungen auf den entsprechenden Sensoren (Piezo-Pigmente) (Abb. 2.5). So können Druckwerte von 0,1 MPa -

172 MPa mit einer Auflösung von 0,1 MPa gemessen werden. Sowohl Höhe als auch Lokalisation des Kontaktdruckes werden mit einer Messfrequenz von 10 Hz erfasst. Daneben werden ebenfalls Höhe der Druckspitze sowie Kraftangriffspunkt gemessen.

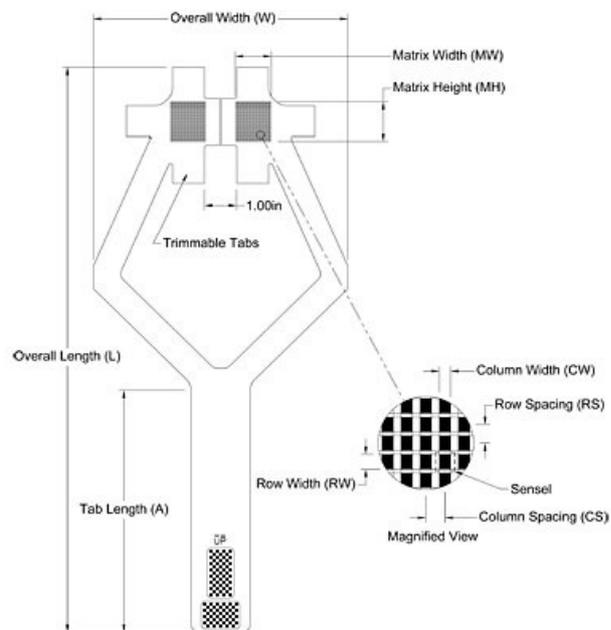


Abb. 2.5: Schematische Darstellung des K-Scan 4000 Sensors, Quelle: Tekscan, Boston, USA

Um die gitterförmig, mit einem Zwischenraum von 1,27 mm angeordneten Sensoren vor Feuchtigkeit und mechanischer Beschädigung beim Einnähen zu schützen, wurde zuvor ein 0,1 mm dicker Teflon-Film (Tekscan, Boston, USA) auf den Sensorfilm aufgebracht (Abb. 2.6).

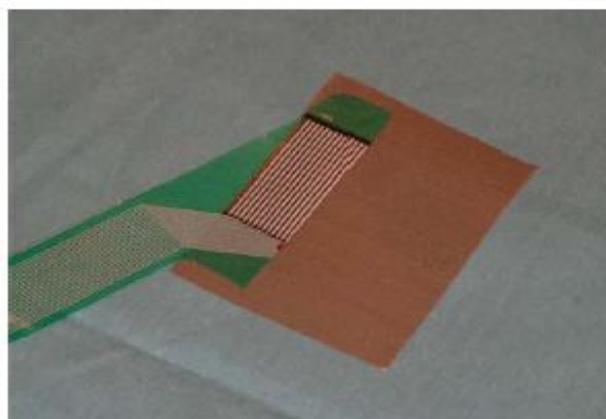


Abb. 2.6: K-Scan Sensor bei Aufbringung des Teflon-Films zum Schutz vor mechanischer Beschädigung

Kalibriert wurden die Sensorfolien in einer hydraulischen Testvorrichtung (MTS, Minneapolis, USA) vor der Messung mit wiederholt aufsteigenden Belastungen von 800-1500 N.

Der kalibrierte K-Scan 4000 Sensor wurde über einen parapatellaren Zugang auf die native Patella aufgebracht und nach bewährter Technik fixiert [82]. Hierfür wurde zum einen ein Polyethylen-Sprühkleber aufgetragen, zum anderen eine Nahtfixation mit Einzelknopfnähten angewandt (Abb. 2.7). So konnte sicher gestellt werden, dass die Sensorfolie unter den Druckbelastungen nicht ausreißt oder zerknittert, was einen Vergleich der Messungen nicht mehr zugelassen hätte.

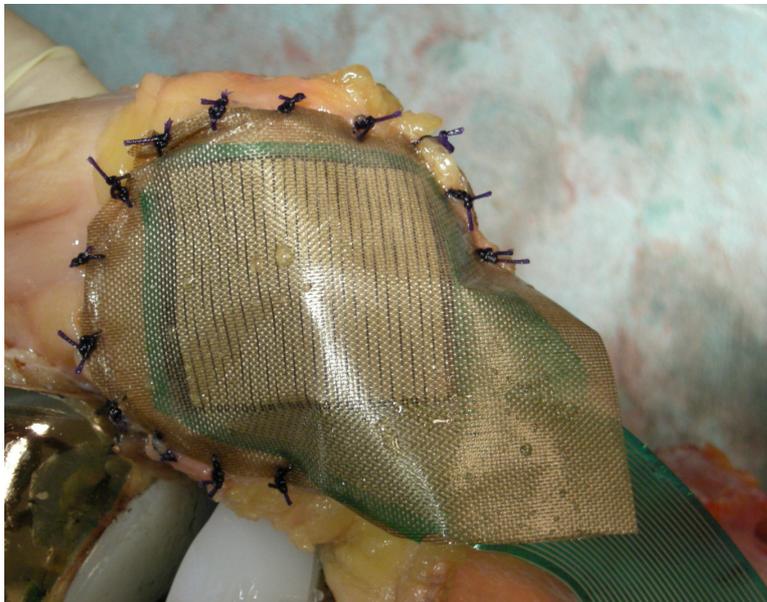


Abb. 2.7: Fixation des K-Scan 4000 Sensors an der Patellarrückfläche, links: distale Anteile der Quadricepssehne, rechts: distale Ausleitung des Sensors

Ausgeleitet wurde der Sensor stets am distalen oder proximalen Pol der Patella, sodass der Sensor während des Extensionsversuchen nicht unter allzu große Zugkräfte geriet, was wiederum ein Ausreißen oder Zerknittern begünstigt hätte. Nach dem Aufbringen der Sensorfolie auf die Patella wurden die Knie abschließend mit Einzelknopfnähten zugenäht.

### 2.2.4 Versuchsdurchführung

Im Anschluss an die oben beschriebenen Vorbereitungen wurden die Kniegelenkspräparate in einen speziellen Kniegelenkskinemator, mit dem isokinetische Extensionsversuche durchgeführt werden können, eingespannt [81, 108, 110]. Dabei erfolgte die Befestigung der entsprechenden Präparate so, dass der Femur in der Horizontalen und mit der Patella nach unten zeigend, ausgerichtet war. Auch die Tibia wurde in eine Halterung eingebracht (Abb. 2.8). Durch diese Halterung wurde eine Kräfteinleitung als Tibiagegenkraft senkrecht zur Tibialängsachse und eine freie Drehung der Tibia um die restlichen Bewegungsachsen ermöglicht. Außerdem ist die Tibiahalterung zum einen mit einer Kraftmesseinheit versehen, sodass eine ständige Messung der Extensionskraft und somit ein isokinetischer Extensionsversuch möglich ist. Zum anderen ist ein Goniometer in die Halterung integriert, sodass Flexionswinkel mit einer Genauigkeit von  $0,05^\circ$  erfasst werden konnten.

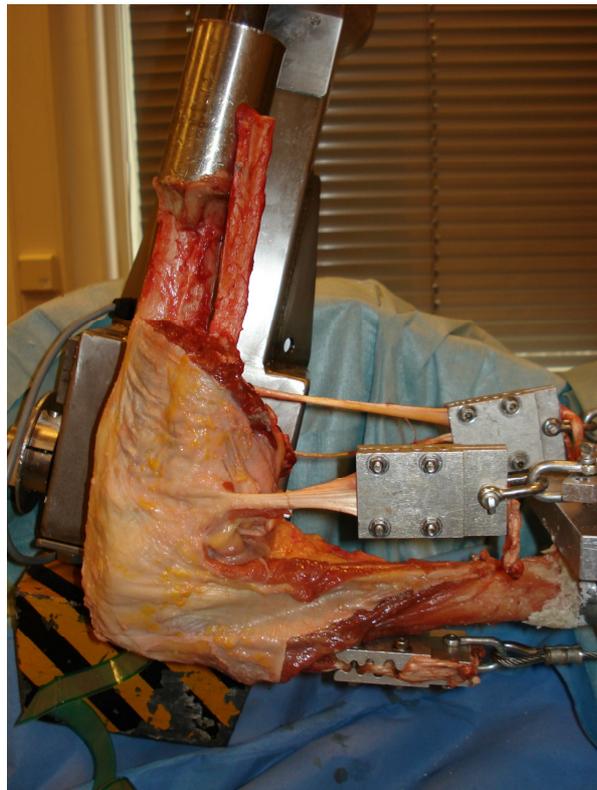


Abb. 2.8: Leichenkniegelenk im Kniegelenkskinemator mit Anschluss der Sehnenklemmen an die Hydraulikzylinder und distal ausgeleiteter K-Scan 4000 Sensorfolie

## 2 Methodik

---

Da die Kniegelenke zwischen den einzelnen Messungen aus der Haltevorrichtung herausgenommen werden mussten, wurde vor der ersten Messung ein transkondylär gebohrter Kirchner Draht für die genaue Ausrichtung herangezogen. Durch das Ausrichten des Drahtes wurde die Lage des zuerst eingespannten Knies für die weiteren Messreihen reproduzierbar.

Die an den Sehnen befestigten Klemmen wurden über ein Stahlseil mit einem hydraulischen Zug-/Druckzylinder verbunden, wobei die Sehnenklemmen von M. biceps femoris und M. gracilis/semitendinosus mithilfe eines Adapters zusammen über ein Stahlseil an einen Zugzylinder befestigt wurden (Abb. 2.9).

Insgesamt dienten drei Zugzylinder der durch dynamische Koordination hervorgerufenen Tibiaextension. Der erste Zugzylinder simulierte den M. quadriceps femoris, der zweite eine konstante Kokontraktion der Flexoren von 100 N und der dritte ein externes Flexionsmoment an der Tibia. Mithilfe der Sehnenklemmen wurden die simulierten Zugkräfte auf die entsprechenden Sehnenansätze übertragen. Um der physiologischen Zugkraft des Musculus quadriceps gerecht zu werden, wurde dessen Zugzylinder 2° lateral zur Femurlängsachse in der Frontalebene ausgerichtet.

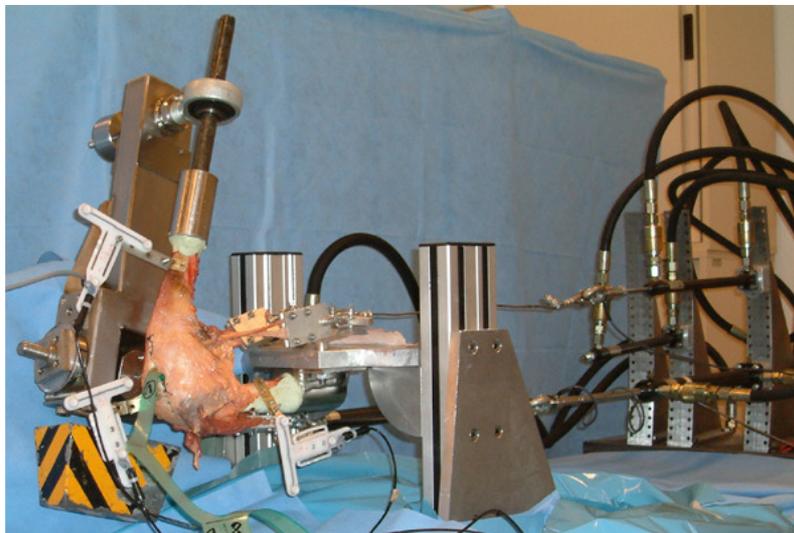


Abb. 2.9: Kniegelenkskinemator mit Anschluss an die drei Hydraulikzylinder

In dieser Anordnung wurde ein isokinetischer Extensionsversuch von 120° Flexion bis zur vollen Streckung mit einem konstanten Extensionsmoment von 31 Nm simuliert. Da sich die Hebelarme an der Patella je nach Knieflexionswinkel verändern, wirkten bis zu 2000 N auf die Quadricepssehne.

Die auf die Quadricepssehne einwirkende Kraft wurde mit einem Messkörper (Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, Deutschland) am entsprechenden Zugzylinder mit einer Genauigkeit von  $\pm 0,1$  N bestimmt.

### 2.2.5 Versuchsabfolge

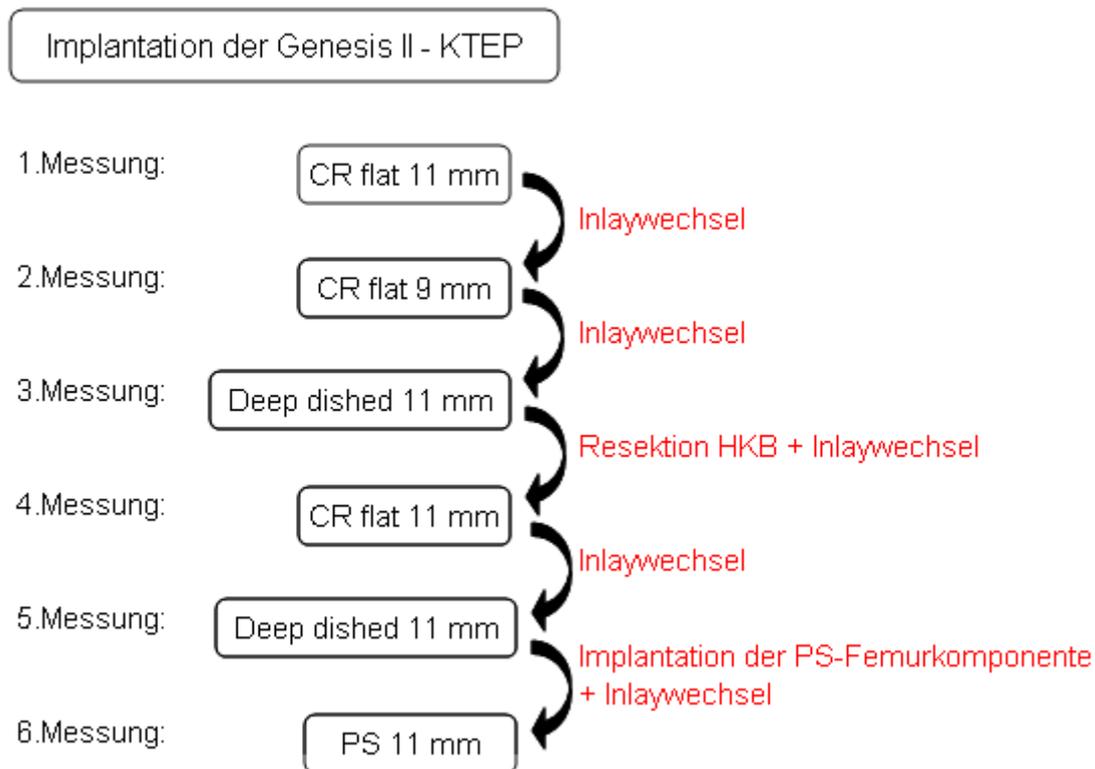


Abb. 2.10: Schematische Darstellung der Versuchsabfolge

Zunächst wurden alle Kniegelenke gemessen, denen eine das HKB erhaltende „Genesis II“-KTEP implantiert und ein 11 mm hohes normal konkaves PE-Gleitlager eingesetzt („CR flat 11 mm“) worden war (Abb. 2.10). Für den folgenden Testzyklus wurde das PE-Inlay ausgetauscht, sodass die zweite Messreihe mit einem 9 mm hohen PE-Inlay („CR flat 9 mm“) durchgeführt wurde. Durch Versorgung mit dem 9 mm hohen PE-Gleitlager wurde in dieser Messreihe eine instabile Gelenksituation geschaffen, da das Resektionsniveau bei der Implantation 11 mm betrug. Die dritte Messreihe erfolgte nach Inlaywechsel mit einem 11 mm hohen höher konformen PE-Inlay („deep dished 11 mm“). Nach Resektion des HKB wurde zunächst wieder das PE-Gleitlager

des ersten Testzyklus („CR flat 11 mm“), im Anschluss daran das Inlay des dritten Testzyklus („deep dished 11 mm“) gemessen.

Für die sechste Messreihe musste eine neue Femurkomponente zementiert implantiert werden, da die kreuzbandersetzende „Genesis II“-KTEP in der Ausführung PS („posterior stabilized“) getestet werden sollte. Vor der Implantation wurde dementsprechend interkondylär ein Knochenblock abgetragen. Nach Einsetzen des PE-Inlays („PS 11 mm“) wurde nun die letzte Messung durchgeführt.

### 2.3 Statistische Auswertung

Bei einer Messfrequenz von 10 Hz von sowohl Kinemator als auch der Tekscan-Messung ergeben sich Daten für alle  $0,1^\circ$  der Knieflexion.

Zwar wurden alle diese Werte für die statistische Auswertung herangezogen, allerdings werden in graphischen oder tabellarischen Darstellungen der Übersichtlichkeit halber nur alle vollen  $10^\circ$  der Knieflexion aufgeführt .

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm Microsoft „Excel“, Version 2002, der Firma Microsoft Corporation (Seattle, U.S.A) und der Software „SPSS für Windows“, Release 11.0.0.1, der Firma SPSS Inc. (München, Deutschland) auf einem handelsüblichen Personalcomputer.

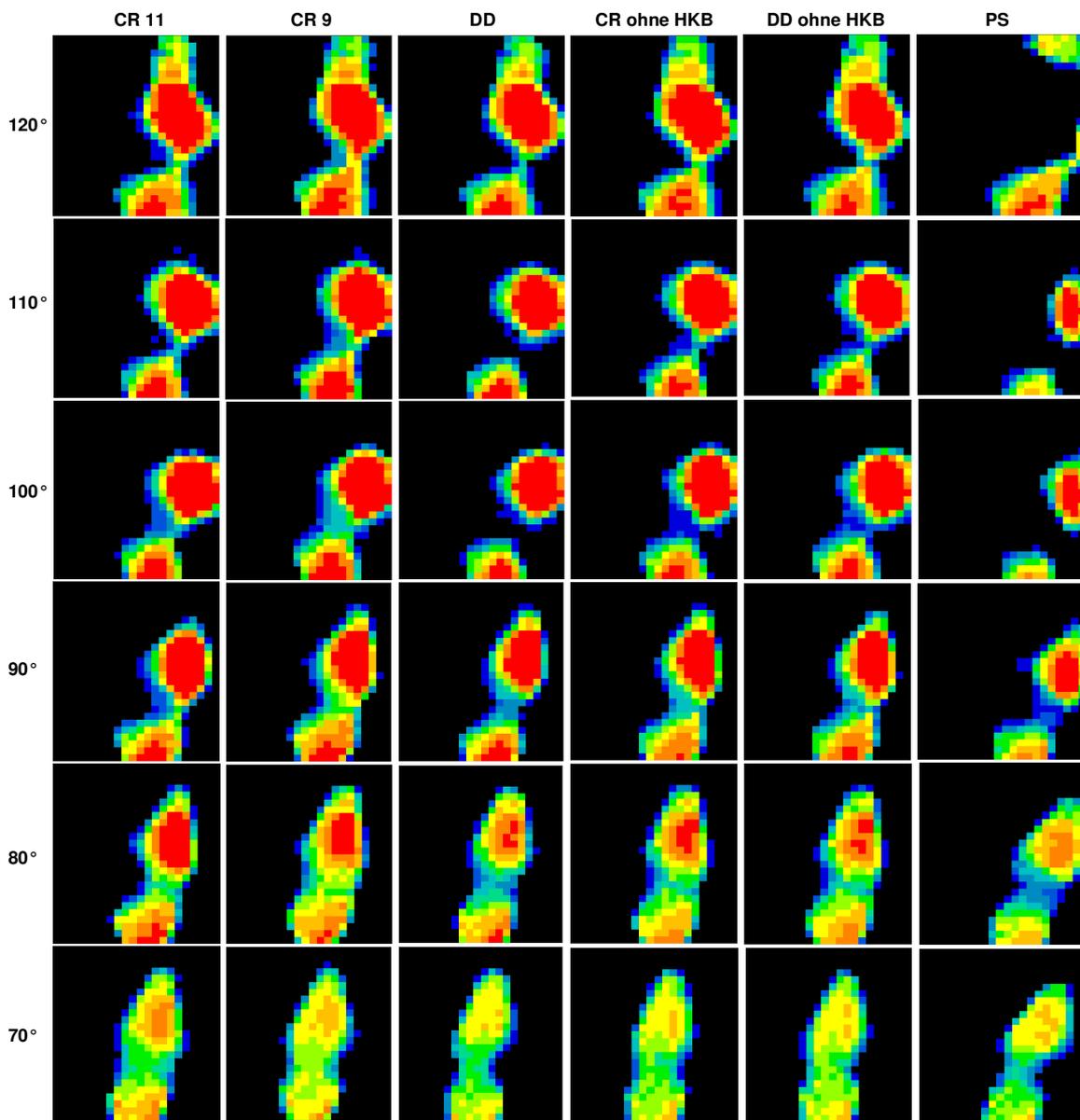
Dabei erfolgte die Testung auf statistische Korrelation mithilfe des Korrelationskoeffizienten nach Pearson. Da es sich bei den erhobenen Daten um unverbundene Stichproben handelt, wurde als parametrisches Testverfahren zur zweiseitigen Testung auf Signifikanz der Zweistichproben-t-Test herangezogen. Das Signifikanzniveau wurde auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

3 Ergebnisse

3.1 Allgemeiner Ergebnisteil

Die Tekscan K-Scan Software bietet neben der Aufzeichnung und Erhebung der Messdaten in Form von Datensätzen ebenfalls die Möglichkeit einer visualisierten Analyse (Abb. 3.1).

Im folgenden werden die Ergebnisse aufgliedert nach beobachtetem Parameter vorgestellt.



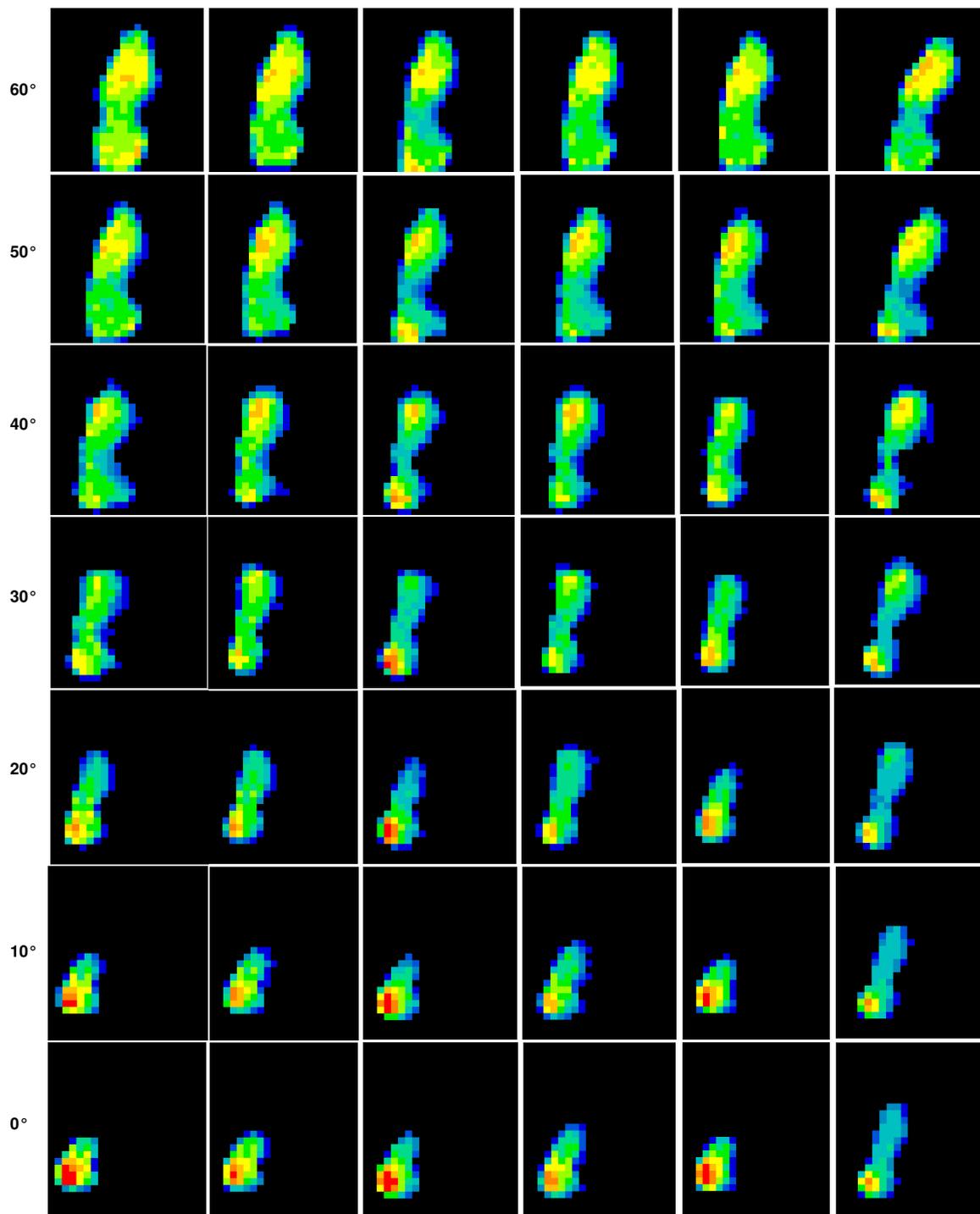


Abb. 3.1: Visualisierte Auswertung der Tekscan Software für den Kontaktdruck einer Messreihe; die einzelnen Gleitlagertypen sind für den Verlauf des isokinetischen Extensionversuchs von 120° bis 0° für alle 10 vollen Winkelgrade aufgetragen; blaue Einfärbung entspricht niedrigen Drücken, rot entsprechend hohen Kontaktdrücken

#### 3.2 Ergebnisse der mittleren patellofemorale Kontaktdruckmessung

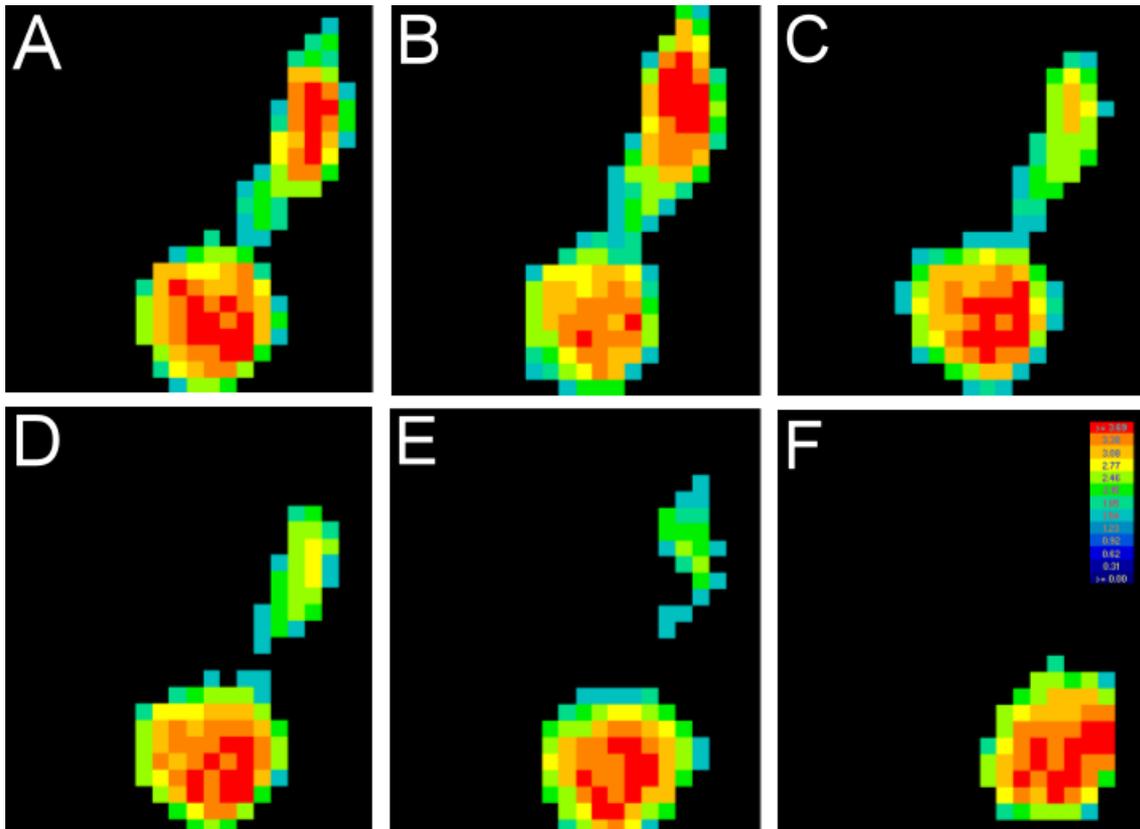
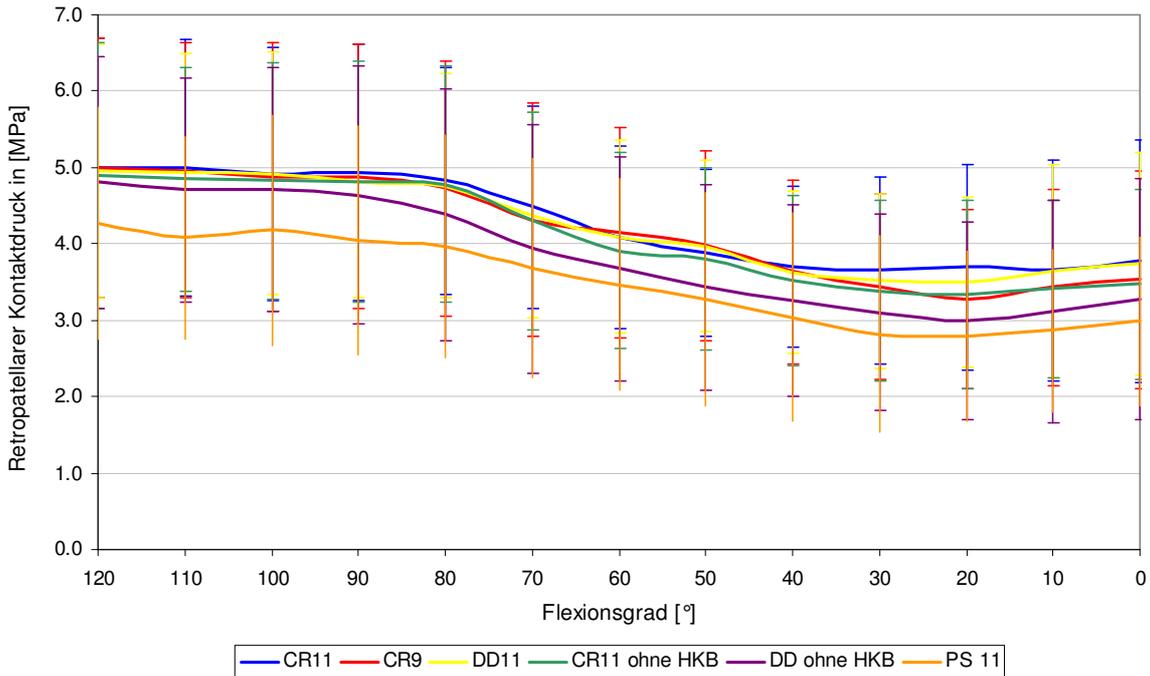


Abb. 3.2: Visualisierte Darstellung des patellofemorale Kontaktdruckes zu Beginn jeder Messreihe bei einem der getesteten Kniepräparate (Tekscan Software)

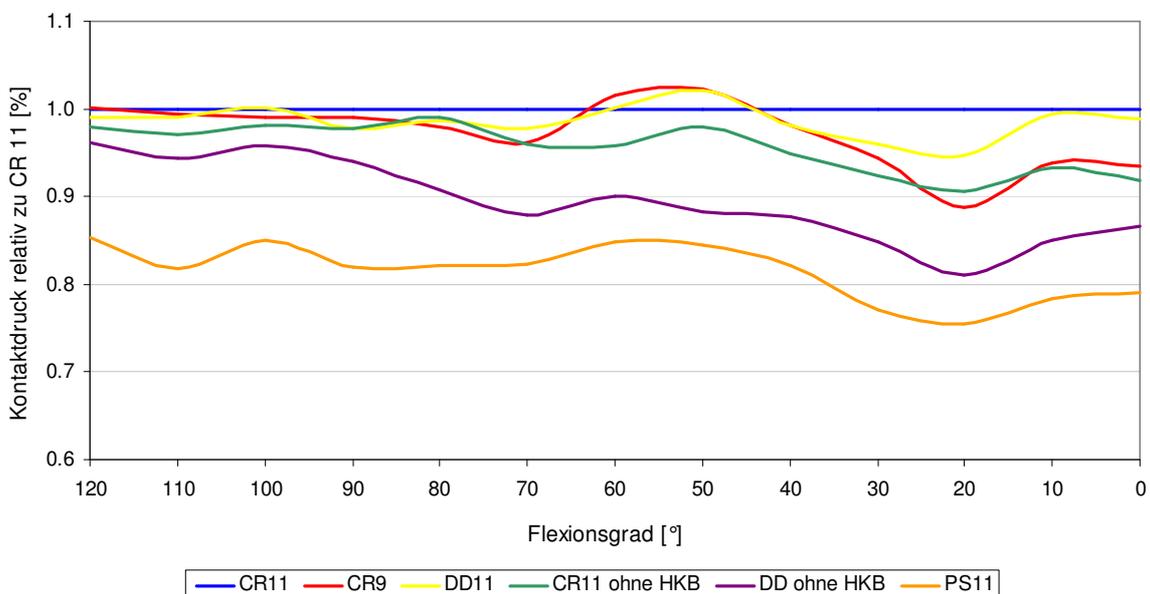
**A** entspricht einer KTEP mit CR 11-Inlay, **B** zeigt die gleiche KTEP mit CR 9-Inlay, **C** mit DD-Inlay, **D** zeigt die KTEP nach Resektion des HKB mit einem CR 11-Inlay, **E** zeigt analog das HKB resezierte Kniegelenk mit DD-Gleitlager und **F** zeigt die KTEP mit modifizierter Femurkomponente und PS-Inlay und die für die Abbildungen gültige Legende.

Es zeigt sich eine vergleichbare Lage des Sensors auf der Patella für die einzelnen Messserien.

### 3 Ergebnisse



Grafik 3.1: Verläufe des patellofemorales Kontaktdruckes während der Extensionsbewegung mit dazugehöriger Standardabweichung



Grafik 3.2: Verläufe des patellofemorales mittleren Kontaktdruckes relativ zu CR 11-Kniegelenken während der Extensionsbewegung

### 3 Ergebnisse

	Testbedingung	Mittlerer Kontaktdruck [MPa] MW $\pm$ SD (Median, Min-Max)	Abweichung zu CR 11(%)	Flexions- grad [°]
Gesamt	CR 11	4.31 $\pm$ 1.40 (4.24, 2.14-6.84)	-	
	CR 9	4.23 $\pm$ 1.40 (4.15, 2.05-6.75)	-2	
	DD	4.27 $\pm$ 1.34 (4.24, 2.18-6.66)	-1	
	CR ohne HKB	4.18 $\pm$ 1.26 (4.05, 2.11-6.37)	-3	
	DD ohne HKB	3.99 $\pm$ 1.44 (3.92, 2.11-6.69)	-7	
	PS	3.58 $\pm$ 1.25 (3.66, 2.08-5.91)	-17	
Maximum	CR 11	5.21 $\pm$ 1.66 (5.15, 2.55-8.19)	-	106
	CR 9	5.26 $\pm$ 1.66 (5.06, 2.88-8.41)	1	106
	DD	5.29 $\pm$ 1.57 (5.16, 2.89-8.12)	2	107
	CR ohne HKB	5.23 $\pm$ 1.56 (5.04, 2.85-8.09)	0	104
	DD ohne HKB	5.10 $\pm$ 1.56 (4.75, 2.74-7.86)	-2	109
	PS	4.59 $\pm$ 1.45 (4.54, 2.88-7.48)	-12	111
Minimum	CR 11	3.29 $\pm$ 1.13 (3.28, 1.58-5.31)	-	26
	CR 9	3.18 $\pm$ 1.13 (3.23, 1.59-5.23)	-3	21
	DD	3.31 $\pm$ 1.07 (3.47, 1.66-5.10)	1	19
	CR ohne HKB	3.19 $\pm$ 1.14 (3.31, 1.55-4.97)	-3	19
	DD ohne HKB	2.88 $\pm$ 1.27 (3.00, 1.56-5.21)	-12	18
	PS	2.65 $\pm$ 1.10 (2.93, 1.18-4.47)	-19	22
0°	CR 11	3.78 $\pm$ 1.59 (3.56, 1.62-6.70)	-	
	CR 9	3.53 $\pm$ 1.43 (3.52, 1.69-6.27)	-7	
	DD	3.74 $\pm$ 1.46 (3.75, 1.92-6.52)	-1	
	CR ohne HKB	3.47 $\pm$ 1.24 (3.80, 1.73-5.50)	-8	
	DD ohne HKB	3.28 $\pm$ 1.58 (3.07, 1.74-6.40)	-13	
	PS	2.99 $\pm$ 1.10 (3.12, 1.63-4.74)	-21	
10°	CR 11	3.66 $\pm$ 1.45 (3.46, 1.58-6.15)	-	
	CR 9	3.43 $\pm$ 1.28 (3.40, 1.69-5.80)	-6	
	DD	3.64 $\pm$ 1.39 (3.68, 1.73-6.14)	-1	
	CR ohne HKB	3.41 $\pm$ 1.58 (3.81, 1.73-5.05)	-7	
	DD ohne HKB	3.11 $\pm$ 1.46 (3.09, 1.70-5.94)	-15	
	PS	2.87 $\pm$ 1.07 (3.11, 1.54-4.68)	-22	
20°	CR 11	3.69 $\pm$ 1.35 (3.35, 1.74-5.62)	-	
	CR 9	3.28 $\pm$ 1.17 (3.31, 1.69-5.39)	-11	
	DD	3.50 $\pm$ 1.11 (3.51, 1.72-5.20)	-5	
	CR ohne HKB	3.34 $\pm$ 1.23 (3.49, 1.64-5.26)	-9	
	DD ohne HKB	2.99 $\pm$ 1.29 (3.10, 1.58-5.38)	-19	
	PS	2.79 $\pm$ 1.11 (2.95, 1.43-4.69)	-24	
30°	CR 11	3.66 $\pm$ 1.23 (3.41, 1.89-5.57)	-	
	CR 9	3.45 $\pm$ 1.21 (3.35, 1.66-5.58)	-6	
	DD	3.51 $\pm$ 1.15 (3.51, 1.71-5.51)	-4	
	CR ohne HKB	3.38 $\pm$ 1.18 (3.43, 1.56-5.31)	-8	
	DD ohne HKB	3.10 $\pm$ 1.28 (3.35, 1.58-5.41)	-15	
	PS	2.81 $\pm$ 1.29 (2.93, 1.18-5.05)	-23	
40°	CR 11	3.70 $\pm$ 1.05 (3.62, 2.06-5.48)	-	
	CR 9	3.63 $\pm$ 1.20 (3.65, 1.66-5.67)	-2	
	DD	3.63 $\pm$ 1.06 (3.70, 1.75-5.26)	-2	
	CR ohne HKB	3.51 $\pm$ 1.11 (3.56, 1.61-5.15)	-5	
	DD ohne HKB	3.25 $\pm$ 1.25 (3.45, 1.65-5.42)	-12	
	PS	3.04 $\pm$ 1.36 (3.27, 1.24-5.28)	-18	
50°	CR 11	3.89 $\pm$ 1.09 (3.77, 2.20-5.91)	-	
	CR 9	3.98 $\pm$ 1.24 (4.08, 1.82-5.90)	2	
	DD	3.97 $\pm$ 1.23 (4.24, 1.85-5.55)	2	
	CR ohne HKB	3.81 $\pm$ 1.19 (4.02, 1.79-5.59)	-2	
	DD ohne HKB	3.43 $\pm$ 1.35 (3.73, 1.81-5.77)	-12	
	PS	3.29 $\pm$ 1.39 (3.61, 1.53-5.64)	-15	

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.1

	Testbedingung	Mittlerer Kontaktdruck [MPa] MW $\pm$ SD	(Median, Min-Max)	Abweichung zu CR 11(%)	Flexions- grad [°]
60°	CR 11	4.08 $\pm$ 1.20	(3.93, 2.35-6.40)	-	
	CR 9	4.15 $\pm$ 1.37	(4.10, 1.72-6.35)	2	
	DD	4.09 $\pm$ 1.26	(3.99, 1.99-6.29)	0	
	CR ohne HKB	3.91 $\pm$ 1.28	(3.95, 1.86-6.24)	-4	
	DD ohne HKB	3.68 $\pm$ 1.47	(3.76, 1.88-6.31)	-10	
	PS	3.46 $\pm$ 2.39	(3.57, 1.94-6.14)	-15	
70°	CR 11	4.48 $\pm$ 1.32	(4.25, 2.45-6.89)	-	
	CR 9	4.31 $\pm$ 1.53	(4.10, 1.86-6.81)	-4	
	DD	4.38 $\pm$ 1.34	(4.29, 2.07-6.48)	-2	
	CR ohne HKB	4.30 $\pm$ 1.42	(4.23, 2.00-6.88)	-4	
	DD ohne HKB	3.94 $\pm$ 1.63	(3.94, 1.98-6.62)	-12	
	PS	3.69 $\pm$ 1.43	(3.79, 1.96-6.35)	-18	
80°	CR 11	4.83 $\pm$ 1.48	(4.77, 2.39-7.36)	-	
	CR 9	4.73 $\pm$ 1.67	(4.58, 2.04-7.55)	-2	
	DD	4.76 $\pm$ 1.46	(4.65, 2.19-6.95)	-1	
	CR ohne HKB	4.78 $\pm$ 1.55	(4.57, 2.17-7.31)	-1	
	DD ohne HKB	4.38 $\pm$ 1.66	(4.24, 2.15-7.13)	-9	
	PS	3.96 $\pm$ 1.46	(4.21, 2.08-6.54)	-18	
90°	CR 11	4.93 $\pm$ 1.68	(4.73, 2.48-8.13)	-	
	CR 9	4.88 $\pm$ 1.73	(4.70, 2.14-8.05)	-1	
	DD	4.82 $\pm$ 1.51	(4.64, 2.45-7.56)	-2	
	CR ohne HKB	4.82 $\pm$ 1.58	(4.69, 2.40-7.64)	-2	
	DD ohne HKB	4.64 $\pm$ 1.69	(4.09, 2.38-7.73)	-6	
	PS	4.05 $\pm$ 1.51	(3.89, 2.20-6.90)	-18	
100°	CR 11	4.92 $\pm$ 1.66	(4.97, 2.51-8.08)	-	
	CR 9	4.87 $\pm$ 1.76	(4.81, 2.40-8.29)	-1	
	DD	4.92 $\pm$ 1.59	(4.71, 2.65-7.98)	0	
	CR ohne HKB	4.83 $\pm$ 1.54	(4.71, 2.56-7.77)	-2	
	DD ohne HKB	4.72 $\pm$ 1.60	(4.41, 2.56-7.73)	-4	
	PS	4.18 $\pm$ 1.51	(4.19, 2.32-7.04)	-15	
110°	CR 11	4.99 $\pm$ 1.68	(5.03, 2.43-8.10)	-	
	CR 9	4.96 $\pm$ 1.67	(4.80, 2.66-8.22)	-1	
	DD	4.94 $\pm$ 1.56	(4.60, 2.86-7.98)	-1	
	CR ohne HKB	4.85 $\pm$ 1.47	(4.65, 2.80-7.69)	-3	
	DD ohne HKB	4.71 $\pm$ 1.47	(4.26, 2.73-7.45)	-6	
	PS	4.08 $\pm$ 1.33	(4.01, 2.65-6.59)	-18	
120°	CR 11	5.00 $\pm$ 1.71	(4.79, 2.21-7.98)	-	
	CR 9	5.00 $\pm$ 1.71	(4.70, 2.78-8.32)	0	
	DD	4.95 $\pm$ 1.66	(4.81, 2.37-7.77)	-1	
	CR ohne HKB	4.89 $\pm$ 1.74	(4.57, 2.33-8.06)	-2	
	DD ohne HKB	4.81 $\pm$ 1.65	(4.60, 2.41-7.79)	-4	
	PS	4.26 $\pm$ 1.52	(3.81, 2.88-7.48)	-15	

Tabelle 3.1: Darstellung des mittleren Patellofemoraldruckes mit Mittelwert  $\pm$  SD, Median, Minimum, Maximum und relativer Abweichung zur CR 11-Gruppe für Mittelwerte („Gesamt“), Maxima, Minima und alle 10 vollen Flexionsgrade; für Maxima und Minima wird der Flexionsgrad angegeben

### 3 Ergebnisse

Testbedingung		p-Werte					PS
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	
Gesamt	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.006
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.03
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.006	p ≤ 0.02	p ≤ 0.01	p ≤ 0.03	ns	-
Maximum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.01
	DD	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.02	p ≤ 0.01
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.02
	DD ohne HKB	ns	ns	p ≤ 0.02	ns	-	p ≤ 0.05
	PS	p ≤ 0.02	p ≤ 0.01	p ≤ 0.01	p ≤ 0.02	p ≤ 0.05	-
Minimum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR 9	ns	-	p ≤ 0.05	ns	ns	p ≤ 0.03
	DD	ns	p ≤ 0.05	-	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.04
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.01	p ≤ 0.03	p ≤ 0.01	p ≤ 0.04	ns	-
0°	CR 11	-	p ≤ 0.03	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	CR 9	p ≤ 0.03	-	p ≤ 0.005	ns	ns	ns
	DD	ns	p ≤ 0.005	-	ns	ns	p ≤ 0.03
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.03
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.02	ns	p ≤ 0.03	p ≤ 0.03	ns	-
10°	CR 11	-	p ≤ 0.04	ns	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR 9	p ≤ 0.04	-	p ≤ 0.01	ns	ns	p ≤ 0.03
	DD	ns	p ≤ 0.01	-	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.03
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.01	p ≤ 0.03	p ≤ 0.01	p ≤ 0.03	ns	-
20°	CR 11	-	p ≤ 0.05	ns	ns	ns	p ≤ 0.009
	CR 9	p ≤ 0.05	-	p ≤ 0.05	ns	ns	p ≤ 0.02
	DD	ns	p ≤ 0.05	-	ns	ns	p ≤ 0.005
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.02
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.009	p ≤ 0.02	p ≤ 0.005	p ≤ 0.02	ns	-
30°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.04
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.04
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.02	p ≤ 0.04	p ≤ 0.01	p ≤ 0.04	ns	-
40°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.05
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.05
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.05	p ≤ 0.05	ns	ns	ns	-
50°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.04
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.05
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.05
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	p ≤ 0.04	p ≤ 0.05	p ≤ 0.05	ns	-

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.2

	Testbedingung	p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR	DD	PS
				ohne HKB		ohne HKB	
60°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.04$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.04$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.04$	$p \leq 0.04$	ns	ns	ns	-
70°	CR 11	-	ns	ns	$p \leq 0.04$	ns	$p \leq 0.03$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	$p \leq 0.04$	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.05$
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.03$	ns	ns	$p \leq 0.05$	ns	-
80°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.03$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.04$
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.03$	ns	ns	$p \leq 0.04$	ns	-
90°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.01$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.03$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.02$
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.01$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.03$	$p \leq 0.02$	ns	-
100°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.006$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	$p \leq 0.05$	ns	$p \leq 0.008$
	CR ohne HKB	ns	ns	$p \leq 0.05$	-	ns	$p \leq 0.01$
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	$p \leq 0.05$
	PS	$p \leq 0.006$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.008$	$p \leq 0.01$	$p \leq 0.05$	-
110°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.01$
	DD	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.03$	$p \leq 0.008$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.02$
	DD ohne HKB	ns	ns	$p \leq 0.03$	ns	-	$p \leq 0.04$
	PS	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.01$	$p \leq 0.008$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.04$	-
120°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.05$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.05$	$p \leq 0.02$	ns	ns	ns	-

Tabelle 3.2: Darstellung der p-Werte für den mittleren patellofemorale Kontaktstress; auf nicht signifikante p-Werte wurde aus Gründen der Übersichtlichkeit verzichtet

Der mittlere patellofemorale Kontaktdruck entspricht dem Druck, der im Mittel zum jeweiligen Flexionszeitpunkt auf der gesamten Sensorfolie herrscht. Für diesen zeigt sich eine während der Extensionsbewegung abfallende Kurve (Grafik 3.1), die bis zu einem Knieflexionswinkel von 90° nahezu konstant verläuft, dann von 90° bis 30° Knieflexionsgrad kontinuierlich abfällt und schließlich bis zur vollen Extension ein relativ konstantes leicht ansteigendes Druckverhalten aufweist. Dieses Verhalten lässt sich für alle getesteten Prothesendesigns nachweisen, wobei das PS-Inlay initial im Bereich von 120° bis 100° Flexion ein nicht ganz konstantes Druckverhalten zeigt und sich dann im Verlauf an den Druckkurven der anderen Inlays wieder angleicht.

Der mittlere Kontaktdruck in der Gruppe der mit einem PS-Gleitlager versorgten Kniegelenke liegt während der gesamten Extensionsbewegung deutlich unter dem der anderen Gruppen. Besonders stark ist dies gegenüber der Gruppe mit CR 11 versorgten Kniegelenken ausgeprägt. Insgesamt beträgt hier die Druckreduktion der PS Gruppe gegenüber der CR 11-Gruppe 17% (Tab. 3.1), was sich mit einem  $p \leq 0,006$  auch als Signifikanz niederschlägt. Diese signifikanten Unterschiede ließen sich in der statistischen Analyse (Tab. 3.2) für sämtliche vollen Flexionswinkel von 120° bis 0° nachweisen, mit Ausnahme von 50° Flexion, wo ein signifikanter Unterschied mit  $p \leq 0,06$  allerdings nur knapp verfehlt wurde. Dabei ist die Druckreduktion im Bereich des Gehens von 0° bis 30° mit bis zu 24% besonders stark ausgeprägt (Tab. 3.1). Ähnliches lässt sich im Vergleich der mit CR 9 versorgten Kniegelenke mit der PS-Gruppe feststellen. Ebenso lassen sich hier für nahezu alle vollen Flexionsgrade signifikante Drucksenkungen nachweisen, die auch insgesamt mit  $p \leq 0,02$  Signifikanz erzielen.

Auch gegenüber der mit einem DD-Gleitlager versorgten Gruppe zeigt sich für die PS-Gruppe ein insgesamt drucksenkender Effekt ( $p \leq 0,01$ ), der im Bereich des Maximums (90° bis 110°) und im Bereich des Minimums (0° bis 30°) und bei 50° Flexion signifikant ist und sonst nur knapp eine Signifikanz verfehlt ( $p \leq 0,07$  bis  $p \leq 0,08$ ).

Für die HKB resezierten Gruppen ergeben sich unterschiedliche Ergebnisse im Vergleich mit der PS-Gruppe. Die HKB resezierten und mit einem CR 11-Gleitlager versorgten Kniegelenke weisen für nahezu die gesamte

### 3 Ergebnisse

---

Extensionsbewegung und auch insgesamt signifikant erhöhte patellofemorale Kontaktdrücke gegenüber der PS-Gruppe auf ( $p \leq 0,03$ ), während die HKB resezierte und mit einem DD-Inlay versorgte Gruppe nur im Bereich des Maximums von  $90^\circ$  bis  $110^\circ$  signifikant höhere Drücke erzielt. Insgesamt wird in der statistischen Analyse hier ein signifikanter Unterschied allerdings verfehlt ( $p \leq 0,18$ ).

Für die CR 9-Gruppe zeigt sich in Grafik 3.1 und Grafik 3.2 ein der Kurve der CR 11-Kniegelenke ähnlicher Druckverlauf, der im Mittel nur 2% niedriger liegt und nur im Bereich von  $20^\circ$  bis  $0^\circ$  eine größere Druckminderung aufweist, die ebenfalls signifikant ist (Tab. 3.2). Insgesamt verfehlt die CR 9-Gruppe gegenüber der CR 11-Gruppe eine signifikante Drucksenkung.

Im Vergleich der CR 9-Gruppe mit der DD-Gruppe lässt sich ebenfalls nur für  $0^\circ$  bis  $20^\circ$  eine signifikante Druckreduktion feststellen, die insgesamt auch keine Signifikanz erreicht. Im Bereich von  $120^\circ$  bis  $30^\circ$  zeigen beide Gruppen einen sehr ähnlichen Verlauf (Grafik 3.1 und 3.2).

Es zeigen sich für die CR 9-Gruppe keine weiteren signifikanten Unterschiede im Vergleich mit den HKB resezierten Gruppen, wobei diese tendenziell niedrigere mittlere Kontaktdrücke aufweisen.

Die mit einem DD-Gleitlager versorgten Kniegelenke zeigen ein der CR 9-Gruppe ähnliches Druckverhalten. Dabei liegt die Drucksenkung gegenüber dem CR 11-Inlay mit 1% noch näher am patellofemoralem Kontaktdruckverhalten als das der CR 9-Gruppe. Neben der oben dargestellten signifikanten Druckerhöhung gegenüber der PS-Gruppe zeigen sich keine weiteren Trends für die DD-Gruppe.

Die HKB resezierten und mit CR 11-Inlay oder DD-Inlay versorgten Kniegelenke zeigten neben den teils signifikanten erhöhten Drücken im Vergleich zur PS-Gruppe (siehe oben) keine erkennbaren Trends. Die Grafiken 3.1 und 3.2 zeigen zwar einen im Vergleich zu den Gruppen mit intaktem HKB niedrigeren Kontaktdruck über die gesamte Extensionsbewegung, insbesondere für die mit einem DD versorgten Kniegelenke. Es konnte aber insgesamt kein signifikanter Unterschied gefunden werden. Vor allem Grafik 3.2. zeigt für die HKB

resezierten und mit DD-Inlay versorgten Kniegelenke eine der PS-Gruppe relativ parallel verlaufende Kontaktdruckkurve. Trotz dieses Trends hin zu niedrigeren Kontaktdrücken wird ein signifikanter Unterschied im Vergleich zu anderen Prothesendesigns verfehlt ( $p \leq 0,2$  bis  $p \leq 0,4$ ).

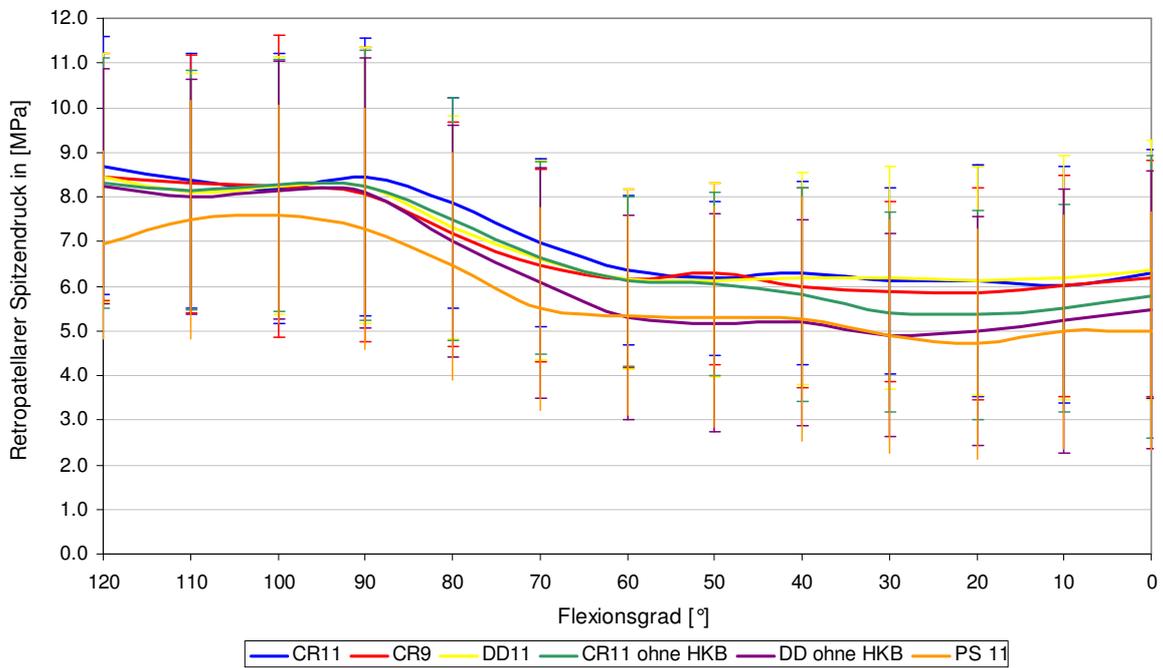
Die HKB resezierten Kniegelenke, denen eine Knieendoprothese mit CR 11-Gleitlager implantiert wurde, zeigt eine signifikante Druckminderung nur bei 70° Flexion gegenüber der CR 11-Gruppe und bei 100° Flexion gegenüber der DD-Gruppe. Wurde das HKB resezierte Kniegelenk mit einem DD-Gleitlager versorgt, zeigte sich ein signifikanter Unterschied nur bei 110° Knieflexion im Vergleich mit der DD-Gruppe.

Für alle Gleitlager zeigt sich ein maximaler mittlerer Kontaktdruck für Flexionswinkel um 110° (104° bis 111°), der für alle Gleitlager außer dem PS-Inlay im Bereich von 5,20 MPa liegt. Dabei zeigen die DD-Kniegelenke, deren HKB reseziert wurde mit 5,10 MPa die tendenziell niedrigeren Maxima. Das Maximum in der Gruppe der PS-Kniegelenke liegt mit 4,59 MPa deutlich darunter. Für die Kniegelenke mit DD-Gleitlager fällt auf, dass deren Maximum das der CR 11-Gruppe leicht übersteigt (2%).

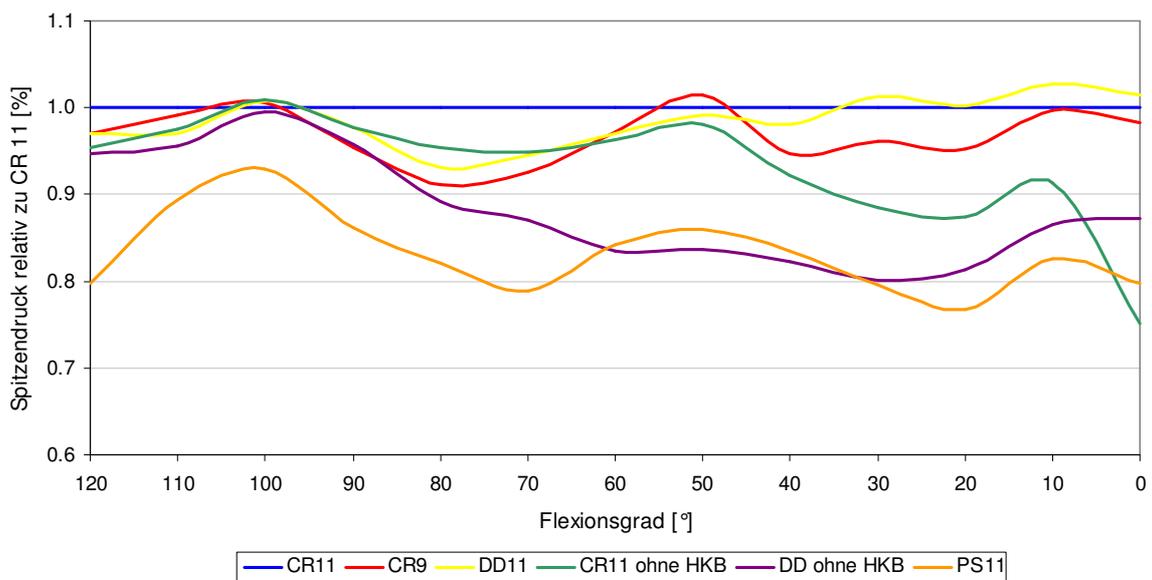
In der statistischen Analyse weist die PS-Gruppe in Bezug auf das Maximum des mittleren Kontaktdruckes gegenüber allen anderen Gruppen eine signifikante Druckminderung auf (Tab. 3.2). Ansonsten zeigt die DD-Gruppe bei Erhalt des HKB ein signifikant erhöhtes Maximum gegenüber der DD-Gruppe nach Resektion des HKB.

Die Minima der mittleren Kontaktdrücke werden bei allen untersuchten Kniegelenken um 20° Flexion erreicht (18° - 26°) und liegen etwa 2 MPa unter dem jeweiligen Maximum. Auch hier zeigen Kniegelenke der PS-Gruppe und HKB resezierte und mit DD-Gleitlager versorgte Kniegelenke tendenziell niedrigere Minima auf. In der statistischen Auswertung (Tab. 3.2) zeigt sich hier allerdings nur für die PS-Kniegelenke eine signifikante Druckminderung gegenüber den anderen Kniegelenken, wobei hier die HKB resezierte und mit DD versorgte Gruppe die Ausnahme bildet ( $p \leq 0,44$ ). Für die DD-Gruppe zeigt sich weiterhin ein signifikant erhöhtes Kontaktdruckminimum gegenüber der CR 9-Gruppe.

#### 3.3 Ergebnisse der patellofemorale Spitzendruckmessung



Grafik 3.3: Verlauf des patellofemorale Spitzendruckes während der Extensionsbewegung mit dazugehöriger Standardabweichung



Grafik 3.4: Verläufe des patellofemorale Spitzendruckes relativ zur CR 11-Gruppe während der Extensionsbewegung

### 3 Ergebnisse

	Testbedingung	Druckspitze [MPa]		Abweichung zu CR 11(%)	Flexionsgrad [°]
		MW $\pm$ SD	(Median, Min-Max)		
Gesamt	CR 11	7.17 $\pm$ 2.41	(7.06, 3.82-11.79)	-	
	CR 9	7.05 $\pm$ 2.45	(6.70, 3.34-11.56)	-2	
	DD	7.12 $\pm$ 2.53	(6.53, 3.55-11.94)	-1	
	CR ohne HKB	6.89 $\pm$ 2.30	(6.76, 3.56-11.04)	-4	
	DD ohne HKB	6.63 $\pm$ 2.52	(6.50, 3.43-11.47)	-8	
	PS	6.12 $\pm$ 2.37	(5.87, 3.30-10.68)	-15	
Maximum	CR 11	8.97 $\pm$ 2.94	(8.90, 4.83-14.43)	-	113
	CR 9	8.98 $\pm$ 2.94	(8.71, 5.43-14.20)	0	106
	DD	8.89 $\pm$ 2.94	(8.80, 5.12-14.43)	-1	109
	CR ohne HKB	8.89 $\pm$ 2.88	(8.80, 5.26-14.34)	-1	108
	DD ohne HKB	8.73 $\pm$ 2.84	(8.22, 4.97-14.04)	-3	112
	PS	7.83 $\pm$ 2.63	(7.58, 4.56-13.02)	-13	109
Minimum	CR 11	5.30 $\pm$ 1.88	(5.06, 2.55-8.56)	-	22
	CR 9	5.28 $\pm$ 1.98	(4.95, 2.49-8.64)	0	34
	DD	5.40 $\pm$ 2.08	(4.88, 2.43-8.92)	2	43
	CR ohne HKB	5.03 $\pm$ 2.21	(4.75, 2.25-8.71)	-5	35
	DD ohne HKB	4.38 $\pm$ 2.19	(4.58, 1.96-8.49)	-17	25
	PS	4.51 $\pm$ 2.45	(4.39, 1.50-8.92)	-15	38
0°	CR 11	6.28 $\pm$ 2.78	(5.75, 3.09-11.93)	-	
	CR 9	6.17 $\pm$ 2.64	(5.62, 2.66-11.18)	-2	
	DD	6.36 $\pm$ 2.90	(5.99, 2.98-12.10)	1	
	CR ohne HKB	5.76 $\pm$ 2.49	(5.96, 2.66-10.20)	-8	
	DD ohne HKB	5.47 $\pm$ 3.10	(5.38, 2.55-11.70)	-13	
	PS	5.00 $\pm$ 2.67	(4.95, 1.90-10.00)	-20	
10°	CR 11	6.03 $\pm$ 2.64	(5.75, 2.83-11.18)	-	
	CR 9	6.01 $\pm$ 2.47	(5.26, 2.61-10.51)	0	
	DD	6.19 $\pm$ 2.73	(5.96, 2.66-11.47)	3	
	CR ohne HKB	5.50 $\pm$ 2.32	(5.73, 2.55-9.41)	-9	
	DD ohne HKB	5.22 $\pm$ 2.96	(5.22, 2.23-10.88)	-13	
	PS	4.98 $\pm$ 2.62	(5.11, 1.90-9.81)	-17	
20°	CR 11	6.13 $\pm$ 2.59	(5.75, 2.55-10.70)	-	
	CR 9	5.83 $\pm$ 2.37	(5.06, 2.55-10.00)	-5	
	DD	6.13 $\pm$ 2.56	(5.73, 2.61-10.76)	0	
	CR ohne HKB	5.35 $\pm$ 2.33	(5.38, 2.31-8.85)	-13	
	DD ohne HKB	4.98 $\pm$ 2.56	(5.13, 2.37-9.81)	-19	
	PS	4.70 $\pm$ 2.58	(4.58, 1.70-9.47)	-23	
30°	CR 11	6.12 $\pm$ 2.08	(6.21, 2.72-9.13)	-	
	CR 9	5.88 $\pm$ 2.00	(5.85, 2.55-8.85)	-4	
	DD	6.19 $\pm$ 2.50	(5.96, 2.61-10.63)	1	
	CR ohne HKB	5.41 $\pm$ 2.24	(5.62, 2.43-8.71)	-12	
	DD ohne HKB	4.90 $\pm$ 2.28	(4.95, 2.23-8.92)	-20	
	PS	4.87 $\pm$ 2.61	(4.73, 1.50-9.47)	-20	
40°	CR 11	6.31 $\pm$ 2.05	(6.50, 3.09-9.20)	-	
	CR 9	5.97 $\pm$ 2.23	(6.13, 2.66-9.61)	-5	
	DD	6.18 $\pm$ 2.38	(6.29, 2.55-10.00)	-2	
	CR ohne HKB	5.81 $\pm$ 2.40	(5.69, 2.55-9.68)	-8	
	DD ohne HKB	5.19 $\pm$ 2.31	(4.98, 2.48-8.99)	-18	
	PS	5.26 $\pm$ 2.74	(5.38, 1.50-9.68)	-17	
50°	CR 11	6.18 $\pm$ 1.73	(6.28, 3.38-8.92)	-	
	CR 9	6.27 $\pm$ 2.05	(6.40, 2.83-9.34)	1	
	DD	6.13 $\pm$ 2.18	(5.73, 2.55-9.34)	-1	
	CR ohne HKB	6.06 $\pm$ 2.05	(6.18, 2.83-9.13)	-2	
	DD ohne HKB	5.18 $\pm$ 2.45	(4.95, 2.23-9.27)	-16	
	PS	5.31 $\pm$ 2.47	(5.53, 1.90-8.92)	-14	

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.3

	Testbedingung	Druckspitze [MPa]		Abweichung zu CR 11(%)	Flexionsgrad [°]
		MW ± SD	(Median, Min-Max)		
60°	CR 11	6.34 ± 1.68	(6.70, 4.17-9.13)	-	
	CR 9	6.17 ± 1.99	(5.62, 2.93-9.20)	-3	
	DD	6.15 ± 2.02	(6.06, 2.77-9.06)	-3	
	CR ohne HKB	6.11 ± 1.90	(5.75, 3.04-8.78)	-4	
	DD ohne HKB	5.30 ± 2.29	(5.51, 2.48-8.56)	-16	
	PS	5.34 ± 2.25	(5.41, 2.83-9.06)	-16	
70°	CR 11	6.98 ± 1.89	(6.86, 4.79-10.13)	-	
	CR 9	6.46 ± 2.16	(6.50, 2.72-9.47)	-7	
	DD	6.59 ± 2.23	(6.86, 2.83-9.68)	-6	
	CR ohne HKB	6.62 ± 2.16	(6.86, 3.28-9.74)	-5	
	DD ohne HKB	6.07 ± 2.58	(5.51, 3.04-9.68)	-13	
	PS	5.50 ± 2.27	(5.51, 2.98-9.61)	-21	
80°	CR 11	7.85 ± 2.36	(8.13, 4.79-12.04)	-	
	CR 9	7.16 ± 2.51	(7.66, 2.83-10.76)	-9	
	DD	7.32 ± 2.50	(7.30, 3.33-11.00)	-7	
	CR ohne HKB	7.49 ± 2.72	(7.30, 3.47-11.93)	-5	
	DD ohne HKB	7.01 ± 2.59	(6.31, 3.47-11.12)	-11	
	PS	6.45 ± 2.56	(6.02, 3.47-11.36)	-18	
90°	CR 11	8.44 ± 3.12	(8.80, 4.53-14.43)	-	
	CR 9	8.05 ± 3.30	(8.32, 2.98-13.99)	-5	
	DD	8.25 ± 3.09	(8.42, 4.09-14.04)	-2	
	CR ohne HKB	8.26 ± 3.04	(8.42, 4.09-13.84)	-2	
	DD ohne HKB	8.09 ± 3.02	(7.52, 4.25-13.99)	-4	
	PS	7.28 ± 2.71	(6.70, 4.13-12.75)	-14	
100°	CR 11	8.19 ± 3.04	(7.42, 4.56-14.34)	-	
	CR 9	8.24 ± 3.38	(8.13, 3.57-14.82)	1	
	DD	8.25 ± 2.89	(7.73, 5.01-14.24)	1	
	CR ohne HKB	8.26 ± 2.83	(7.72, 5.15-14.04)	1	
	DD ohne HKB	8.15 ± 2.89	(7.30, 4.97-14.04)	0	
	PS	7.60 ± 2.46	(7.24, 4.49-12.37)	-7	
110°	CR 11	8.36 ± 2.86	(8.22, 4.56-14.04)	-	
	CR 9	8.30 ± 2.90	(8.03, 5.05-14.34)	-1	
	DD	8.11 ± 2.65	(7.95, 5.01-13.44)	-3	
	CR ohne HKB	8.15 ± 2.69	(7.88, 5.12-13.59)	-3	
	DD ohne HKB	7.99 ± 2.63	(7.66, 4.83-13.23)	-4	
	PS	7.48 ± 2.67	(7.01, 4.45-12.81)	-11	
120°	CR 11	8.70 ± 2.88	(8.90, 4.29-13.64)	-	
	CR 9	8.44 ± 2.77	(8.32, 4.75-13.64)	-3	
	DD	8.43 ± 2.80	(8.52, 4.45-13.23)	-3	
	CR ohne HKB	8.30 ± 2.79	(8.52, 4.49-13.23)	-5	
	DD ohne HKB	8.23 ± 2.64	(7.92, 4.41-12.75)	-5	
	PS	6.93 ± 2.10	(6.39, 4.53-11.12)	-20	

Tabelle 3.3: Darstellung des patellofemorale Spitzendruckes mit Mittelwert ± SD, Median, Minimum, Maximum und der relativen Abweichung zur CR 11-Gruppe für jeweils Mittelwerte („Gesamt“), Maxima, Minima und alle 10 vollen Flexionsgrade; für die Maxima und Minima wurde jeweils der Flexionsgrad angegeben

### 3 Ergebnisse

	Testbedingung	p-Werte					PS
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	
Gesamt	CR 11	-	ns	ns	$p \leq 0.05$	ns	$p \leq 0.02$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.01$
	CR ohne HKB	$p \leq 0.05$	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.01$	ns	ns	-
Maximum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.01$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.01$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.03$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	$p \leq 0.03$
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.01$	$p \leq 0.01$	$p \leq 0.03$	$p \leq 0.03$	ns	-
Minimum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.04$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	$p \leq 0.04$	ns	ns	-
0°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.05$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.001$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.05$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.001$	ns	ns	-
10°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.03$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	$p \leq 0.005$
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	$p \leq 0.03$	$p \leq 0.005$	ns	ns	-
20°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	$p \leq 0.03$
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	$p \leq 0.02$
	DD	ns	ns	-	$p \leq 0.03$	ns	$p \leq 0.004$
	CR ohne HKB	ns	ns	$p \leq 0.03$	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	$p \leq 0.03$	$p \leq 0.02$	$p \leq 0.004$	ns	ns	-
30°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	$p \leq 0.03$	ns	$p \leq 0.02$
	CR ohne HKB	ns	ns	$p \leq 0.03$	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	$p \leq 0.02$	ns	ns	-
40°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	$p \leq 0.04$	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	$p \leq 0.04$	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
50°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.4

Testbedingung		p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
60°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.05
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	p ≤ 0.05	ns	ns	ns	-
70°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.04
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.04	ns	ns	ns	ns	-
80°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.04
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.04	ns	ns	ns	ns	-
90°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.03
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.03	ns	ns	ns	ns	-
100°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
110°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.02
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.04	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	p ≤ 0.04	-	ns
	PS	p ≤ 0.02	p ≤ 0.02	ns	ns	ns	-
120°	CR 11	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.03	p ≤ 0.01
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.006
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.03
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.04
	DD ohne HKB	p ≤ 0.03	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.03
	PS	p ≤ 0.01	p ≤ 0.006	p ≤ 0.03	p ≤ 0.04	p ≤ 0.03	-

Tabelle 3.4: Darstellung der p-Werte für den patellofemorale Spitzendruck; auf nicht signifikante p-Werte wurde aus Gründen der Überschaubarkeit verzichtet

Für den höchsten Druck auf der Sensorfolie, den patellofemorale Spitzendruck, zeigt sich bei grober Betrachtung ein Kurvenverlauf, der dem des mittleren patellofemorale Kontaktdruckes gleicht (Grafik 3.3). Auch hier zeigt sich ein Druckabfall während der Extensionsbewegung von insgesamt etwa 2,5 MPa für jedes Prothesendesign. Dabei liegt der Spitzendruck während des gesamten Bewegungsablaufs etwa 2,5 MPa über dem mittleren Kontaktdruck. Zwischen 120° und 90° Knieflexionswinkel werden maximale Druckwerte erreicht. Dieser Bereich stellt sich als konstantes Plateau dar, wobei für die CR 11-Gruppe um 90° Flexion ein leichter Druckanstieg zu verzeichnen ist. Die PS-Kniegelenke weichen in diesem Bereich deutlicher ab. Sie zeigen von 120° bis 90° einen bogenförmigen Verlauf mit Scheitel und beginnendem Druckabfall ab 100° bis 70° Flexion um dann einen relativ konstantes Druckverhalten bis in die volle Extension aufzuweisen. Bei allen anderen untersuchten Kniegelenken fand sich der Druckabfall erst bei einem Knieflexionswinkel von 90°, der sich fast linear bis 60° der Flexion zog. Dieses Drucklevel bleibt bis zur vollen Extension nahezu konstant. Entsprechend der Ergebnisse des mittleren Kontaktdruckes zeigt die PS-Gruppe über den gesamten Bewegungsablauf ein im Vergleich zu den anderen Gruppen niedrigeres Druckverhalten, wobei sich die HKB resezierten und mit einem DD-Gleitlager versorgten Kniegelenke ab 60° Flexion an diesen Verlauf angleichen.

Der druckmindernde Effekt der PS-Gleitlager ist auch hier besonders stark gegenüber der CR 11-Gruppe ausgeprägt (Grafik 3.4). Dabei liegt die Druckspitze im Mittel 15% niedriger und erreicht wiederum im Bereich des Gehens die größte Druckreduktion mit 23% bei 20° Flexion (Tab. 3.3). Insgesamt ist dieser Druckspitzenunterschied in der statistischen Analyse (Tab. 3.4) mit  $p \leq 0,02$  signifikant, allerdings über den Bewegungsablauf nicht so durchgängig wie für den mittleren Kontaktdruck. Hier häufen sich die Signifikanzen im Bereich großer Flexionswinkel (70° bis 120°). Im extensionsnahen Bereich zeigt sich ein signifikanter Unterschied nur für 0° und 20° Flexion. In diesem Bereich des Gehens lässt sich aber für die PS-Kniegelenke im Vergleich mit der DD-Gruppe durchgängig von 0° bis 30° eine signifikante Drucksenkung nachweisen. Dies ist ebenfalls für die maximale Flexion bei 120° festzustellen ( $p \leq 0,03$ ). In der Gesamtheit liegt der

patellofemorale Spitzendruck der PS-Gruppe im Vergleich mit den DD-Kniegelenken signifikant niedriger ( $p \leq 0,01$ ).

Ähnliche Aussagen lassen sich für den Vergleich der PS-Gruppe mit der CR 9-Gruppe treffen (Tab. 3.4). Der insgesamt druckmindernde Effekt der PS-Gleitlager ( $p \leq 0,02$ ) zeigt sich während des Extensionsversuchs signifikant von  $0^\circ$  bis  $20^\circ$ , bei  $60^\circ$  Flexion und im Bereich hoher Flexionsgrade ( $110^\circ$  bis  $120^\circ$ ). Gegenüber den HKB resezierten Gruppen verfehlte die PS-Gruppe einen signifikanten druckmindernden Unterschied. Dieser zeigte sich nur bei maximaler Flexion (Tab. 3.4) mit  $p \leq 0,04$  für die mit einem CR 11-Gleitlager versorgten Kniegelenke und  $p \leq 0,03$  für die mit einem DD-Gleitlager versorgten Kniegelenke.

Eine insgesamt signifikante Druckreduktion kann sonst nur noch für HKB resezierte und mit CR 11 versorgte Kniegelenke gegenüber der CR 11-Gruppe gefunden werden ( $p \leq 0,05$ ). Dabei wird allerdings für die einzelnen vollen Winkelgrade ein signifikanter Unterschied verfehlt, wobei dies von  $20^\circ$  bis  $30^\circ$  nur knapp ist ( $p \leq 0,07$  und  $p \leq 0,08$ ). Hier kann hingegen ein signifikant niedriger Spitzendruck gegenüber der DD-Gruppe mit intaktem HKB gefunden werden ( $20^\circ$  bis  $40^\circ$  Flexion), der sich insgesamt aber nicht als Signifikanz niederschlagen kann.

Für das in der qualitativen Auswertung (Grafik 3.3 und 3.4) auffällig niedrigere Druckverhalten der HKB resezierten und mit einem DD-Inlay versorgten Kniegelenke ergibt sich in der statistischen Auswertung kein Hinweis. So wird hier trotz einer mittleren Druckreduktion von 8% eine Signifikanz mit  $p \leq 0,24$  doch deutlich verfehlt. Lediglich in maximaler Flexion ist die Druckminderung gegenüber der CR 11-Gruppe signifikant ( $p \leq 0,03$ ). Ebenfalls signifikant niedrigere Spitzendrücke erzielen diese Kniegelenke bei  $110^\circ$  im Vergleich mit den HKB resezierten und mit einem CR 11-Gleitlager versorgten Kniegelenke (Tab.3.4).

Eine Analyse der Maxima (Tab. 3.3 und 3.4) zeigt, dass diese von allen Kniegelenken um  $110^\circ$  Flexion erreicht werden ( $106^\circ$  bis  $113^\circ$ ). Hierbei liegt die maximale Druckspitze der PS-Kniegelenke signifikant niedriger im Vergleich mit allen anderen Gruppen. Nur gegenüber der HKB resezierten und mit DD-Inlay

### 3 Ergebnisse

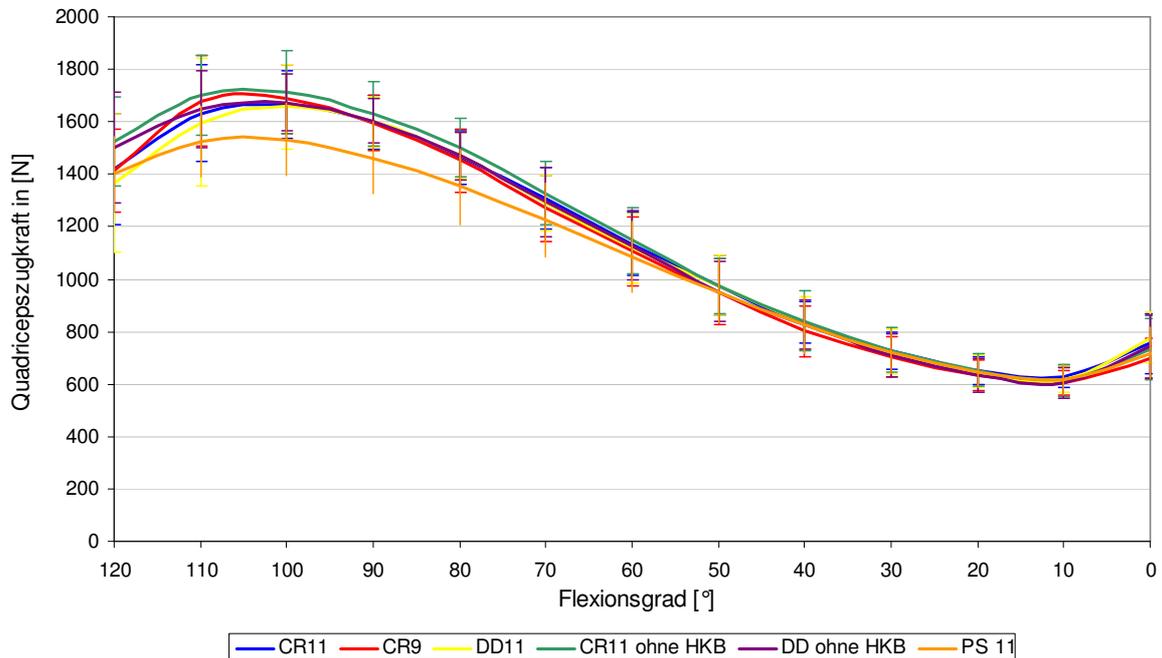
---

versorgten Gruppe wird ein signifikanter Unterschied mit  $p \leq 0,07$  knapp verfehlt.

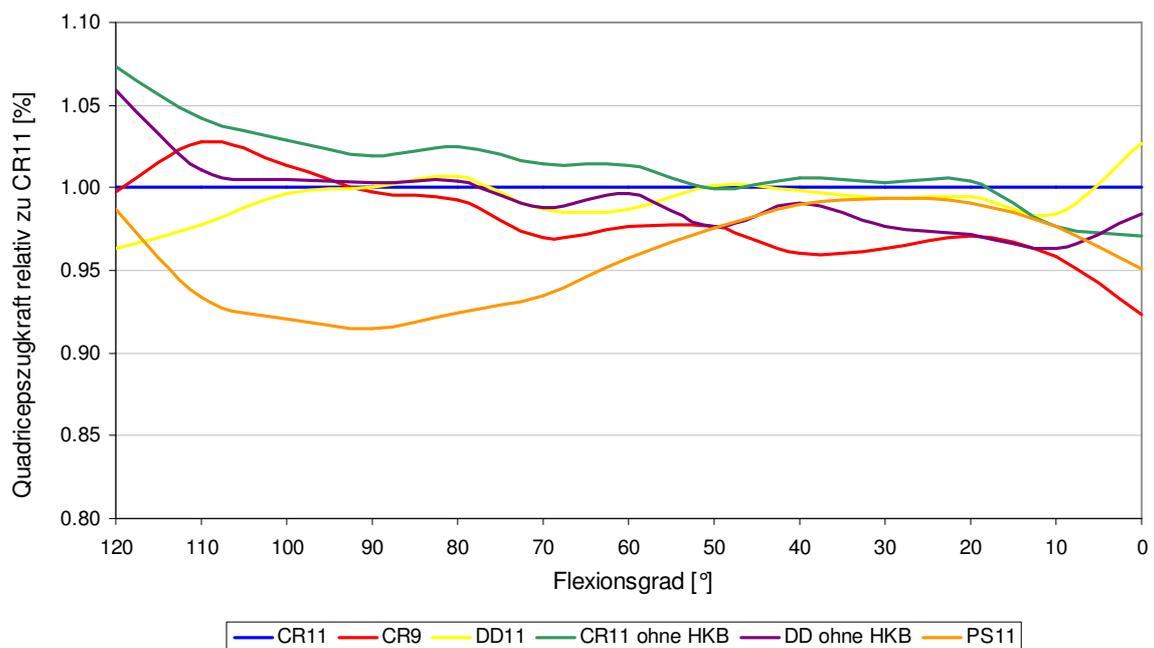
Die Minima werden je nach Prothesendesign zwischen  $22^\circ$  und  $38^\circ$  Flexion erreicht (Tab. 3.3) und liegen etwa 3,5 MPa unter dem jeweiligen Maximum. Signifikant ist hier nur eine Druckminderung der PS-Kniegelenke gegenüber der DD-Gruppe mit  $p \leq 0,04$  (Tab. 3.4).

### 3 Ergebnisse

#### 3.4 Ergebnisse der Quadricepszugkraftmessung



Grafik 3.5: Verlauf der Quadricepszugkraft während der Extensionsbewegung mit dazugehöriger Standardabweichung



Grafik 3.6: Verläufe der Quadricepszugkraft relativ zur CR 11-Gruppe während der Extensionsbewegung

### 3 Ergebnisse

	Testbedingung	MW $\pm$ SD	Quadricepskraft (N) (Median, Min-Max)	Abweichung zu CR 11(%)	Flexions- grad [°]
Gesamt	CR 11	1146.57 $\pm$ 88.04	(1136.59, 1061.54-1301.70)	-	
	CR 9	1151.15 $\pm$ 83.31	(1123.47, 1056.30-1323.80)	0	
	DD	1150.19 $\pm$ 97.54	(1136.84, 1010.24-1329.69)	0	
	CR ohne HKB	1203.17 $\pm$ 91.51	(1177.86, 1061.15-1318.04)	5	
	DD ohne HKB	1191.88 $\pm$ 80.07	(1187.67, 1081.88-1335.77)	4	
	PS	1130.91 $\pm$ 107.88	(1095.38, 1025.65-1309.83)	-1	
Maximum	CR 11	1682.73 $\pm$ 156.14	(1673.72, 1545.55-2031.36)	-	102
	CR 9	1711.83 $\pm$ 157.32	(1691.39, 1547.91-2049.74)	2	104
	DD	1684.50 $\pm$ 174.55	(1650.63, 1469.22-2045.97)	0	101
	CR ohne HKB	1729.44 $\pm$ 161.86	(1669.48, 1603.04-2105.34)	3	104
	DD ohne HKB	1688.66 $\pm$ 123.18	(1639.79, 1574.29-1909.79)	0	102
	PS	1559.98 $\pm$ 145.44	(1514.45, 1408.90-1803.77)	-7	105
Minimum	CR 11	623.11 $\pm$ 43.57	(620.34, 559.32-703.51)	-	11
	CR 9	596.49 $\pm$ 46.29	(589.24, 548.95-699.74)	-4	10
	DD	613.16 $\pm$ 49.82	(595.37, 575.81-723.77)	-2	10
	CR ohne HKB	607.15 $\pm$ 58.74	(601.96, 536.70-740.26)	-3	8
	DD ohne HKB	598.05 $\pm$ 54.78	(590.30, 541.41-722.36)	-4	10
	PS	605.62 $\pm$ 54.79	(599.84, 538.12-721.41)	-3	9
0°	CR 11	755.40 $\pm$ 113.20	(712.23, 661.10-972.09)	-	
	CR 9	697.44 $\pm$ 77.18	(695.21, 641.78-838.27)	-8	
	DD	776.08 $\pm$ 98.31	(742.15, 666.28-934.87)	3	
	CR ohne HKB	733.49 $\pm$ 117.55	(687.72, 628.12-979.63)	-3	
	DD ohne HKB	743.28 $\pm$ 118.85	(699.78, 662.04-1016.39)	-2	
	PS	718.17 $\pm$ 94.40	(692.91, 630.94-874.08)	-5	
10°	CR 11	627.88 $\pm$ 43.08	(632.12, 594.97-704.92)	-	
	CR 9	601.90 $\pm$ 43.70	(592.07, 556.49-702.09)	-4	
	DD	618.22 $\pm$ 49.57	(600.31, 579.11-725.18)	-2	
	CR ohne HKB	613.21 $\pm$ 60.30	(602.43, 540.94-746.39)	-2	
	DD ohne HKB	604.80 $\pm$ 57.52	(595.39, 541.41-726.60)	-4	
	PS	613.39 $\pm$ 58.24	(605.03, 540.00-722.83)	-2	
20°	CR 11	650.97 $\pm$ 50.25	(639.90, 573.46-728.01)	-	
	CR 9	632.00 $\pm$ 58.00	(618.93, 564.03-719.06)	-3	
	DD	647.55 $\pm$ 60.46	(624.58, 591.36-751.10)	-1	
	CR ohne HKB	653.68 $\pm$ 61.79	(633.30, 576.28-754.87)	0	
	DD ohne HKB	632.82 $\pm$ 62.59	(611.15, 581.47-762.41)	-3	
	PS	645.20 $\pm$ 59.44	(625.29, 580.05-743.56)	-1	
30°	CR 11	727.95 $\pm$ 68.79	(709.87, 629.53-840.63)	-	
	CR 9	701.21 $\pm$ 76.46	(689.37, 630.00-837.80)	-4	
	DD	723.36 $\pm$ 84.12	(689.14, 643.67-876.44)	-1	
	CR ohne HKB	729.95 $\pm$ 87.63	(701.86, 632.83-893.40)	0	
	DD ohne HKB	710.66 $\pm$ 82.03	(669.11, 658.04-851.94)	-2	
	PS	723.36 $\pm$ 86.69	(692.20, 643.19-892.93)	-1	
40°	CR 11	835.15 $\pm$ 81.08	(814.95, 755.34-975.39)	-	
	CR 9	801.76 $\pm$ 98.18	(780.79, 715.76-999.90)	-4	
	DD	833.62 $\pm$ 98.99	(785.03, 755.34-1023.93)	0	
	CR ohne HKB	840.28 $\pm$ 113.66	(800.58, 739.32-1063.98)	1	
	DD ohne HKB	827.62 $\pm$ 94.61	(799.63, 744.50-1027.23)	-1	
	PS	826.73 $\pm$ 113.33	(792.80, 736.96-1060.68)	-1	
50°	CR 11	974.75 $\pm$ 113.24	(934.16, 856.01-1185.55)	-	
	CR 9	951.60 $\pm$ 125.31	(912.25, 800.58-1194.97)	-2	
	DD	976.16 $\pm$ 115.67	(928.04, 874.08-1199.69)	0	
	CR ohne HKB	974.75 $\pm$ 106.50	(951.36, 865.60-1194.03)	0	
	DD ohne HKB	951.97 $\pm$ 112.57	(915.31, 839.69-1167.64)	-2	
	PS	951.07 $\pm$ 119.62	(899.76, 833.09-1172.36)	-2	





### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.6

	Testbedingung	p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
60°	CR 11	-	p ≤ 0.04	ns	ns	ns	p ≤ 0.04
	CR 9	p ≤ 0.04	-	ns	p ≤ 0.04	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	p ≤ 0.04	ns	-	ns	p ≤ 0.02
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	p ≤ 0.04	ns	ns	p ≤ 0.02	ns	-
70°	CR 11	-	p ≤ 0.02	ns	ns	ns	p ≤ 0.006
	CR 9	p ≤ 0.02	-	ns	p ≤ 0.000	ns	ns
	DD	ns	ns	-	p ≤ 0.03	ns	p ≤ 0.02
	CR ohne HKB	ns	p ≤ 0.000	p ≤ 0.03	-	p ≤ 0.05	p ≤ 0.009
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	p ≤ 0.05	-	p ≤ 0.02
	PS	p ≤ 0.006	ns	p ≤ 0.02	p ≤ 0.009	p ≤ 0.02	-
80°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR 9	ns	-	ns	p ≤ 0.02	ns	p ≤ 0.008
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.002
	CR ohne HKB	ns	p ≤ 0.02	ns	-	ns	p ≤ 0.006
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.004
	PS	p ≤ 0.01	p ≤ 0.008	p ≤ 0.002	p ≤ 0.006	p ≤ 0.004	-
90°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.01
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.002
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.004
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.007
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.005
	PS	p ≤ 0.01	p ≤ 0.002	p ≤ 0.004	p ≤ 0.007	p ≤ 0.005	-
100°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	p ≤ 0.03
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.005
	DD	ns	ns	-	p ≤ 0.05	ns	p ≤ 0.03
	CR ohne HKB	ns	ns	p ≤ 0.05	-	ns	p ≤ 0.01
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.01
	PS	p ≤ 0.03	p ≤ 0.005	p ≤ 0.03	p ≤ 0.01	p ≤ 0.01	-
110°	CR 11	-	ns	ns	p ≤ 0.05	ns	p ≤ 0.05
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	p ≤ 0.004
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	p ≤ 0.05	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.002
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.02
	PS	p ≤ 0.05	p ≤ 0.004	ns	p ≤ 0.002	p ≤ 0.02	-
120°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	p ≤ 0.03	ns	ns
	DD	ns	ns	-	p ≤ 0.04	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	p ≤ 0.03	p ≤ 0.04	-	ns	p ≤ 0.03
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	p ≤ 0.03	ns	-

Tabelle 3.6: Darstellung der p-Werte für die Quadricepszugkraft; auf nicht signifikante p-Werte wurde aus Gründen der Übersichtbarkeit verzichtet

Grundsätzlich kann bei der Auswertung der Quadricepskraft ein niedriger zur Extension nötiger Muskelaufwand als Zeichen eines günstigen mechanischen Wirkungsgrades angesehen werden. Bei der qualitativen Analyse der Zugkraft des M. quadriceps zeigt sich ein typischer Kurvenverlauf (Grafik 3.5) für alle Prothesendesigns mit initial von 120° bis 90° Flexion bogenförmigen Verlauf, wobei sich der Scheitel um 105° findet. Hier werden somit die jeweiligen Maxima erzielt. Von 90° bis 40° Knieflexion kann man einen linearen Abfall verzeichnen. Im Bereich des Gehens verflacht sich die Kurve, die aufgebrachte Quadricepskraft nimmt aber weiterhin ab um im Bereich um 10° Flexion ihr Minimum und somit den günstigsten Wirkungsgrad des M. quadriceps zu erreichen. Bei voller Extension lässt sich dann wieder ein leichter Anstieg der Quadricepskraft feststellen. Insgesamt kommt es während der Extensionsbewegung zu einer erheblichen Veränderung der aufgebrachten Zugkraft, die im Bereich der maximalen Flexion um 1700 N, extensionsnah bei 600 N liegt. Auffällig ist dabei die Gruppe der PS-Kniegelenke, die von 110° bis 60° Flexion, vor allem aber im Bereich großer Flexionswinkel deutlich weniger Muskelkraft aufwenden mussten. Ab einem Knieflexionswinkel von 60° gleicht sich der Kurvenverlauf der PS-Kniegelenke nahe an die übrigen Kniegelenke an. Weiterhin kann beobachtet werden, dass HKB resezierte und mit einem CR 11-Inlay versorgte Kniegelenke mehr Kraft aufwenden mussten, als die restlichen untersuchten Knie. Dies ist besonders zwischen 120° und 80° Flexion ausgeprägt. Bei maximaler Flexion liegt die Muskelkraft für Kniegelenke, deren HKB erhalten oder ersetzt wurde (CR 11, CR 9, DD und PS) um 1400 N, während die Kniegelenke, deren HKB reseziert wurde, deutlich darüber liegen (Grafik 3.5 und 3.6).

Der bereits in der qualitativen Auswertung auffällig niedrige Kurvenverlauf der Gruppe der PS-Kniegelenke kann mit der statistischen Analyse bestätigt werden. Es zeigt sich im Vergleich mit der CR 11-Gruppe eine signifikante Reduktion der Quadricepskraft für Knieflexionsgrade von 60° bis 110° (Tab. 3.6). Insgesamt wird ein signifikanter Unterschied mit durchschnittlich 1% weniger aufgebrachter Muskelkraft allerdings deutlich verfehlt ( $p \leq 0,62$ ). Gleiches gilt für den Vergleich der PS-Kniegelenke mit der CR 9-Gruppe ( $p \leq 0,25$ ), deren Quadricepskraft von 80° bis 110° signifikant höher liegt. Tabelle

3.6 zeigt für diesen Flexionsbereich auch gegenüber den anderen Kniegelenken deutlich signifikante Unterschiede. Im Vergleich der PS-Gruppe mit den HKB resezierten Kniegelenken sind diese Unterschiede so ausgeprägt, dass sich zudem insgesamt eine signifikant reduzierte Quadricepszugkraft bestätigt ( $p \leq 0,01$  für beide). Im Bewegungsablauf zeigt sich dabei extensionsnah kein statistisch relevanter Unterschied, umso mehr dafür bei größeren Flexionswinkeln. Bei den DD versorgten Kniegelenken ohne HKB betrifft dies den Bereich von  $70^\circ$  bis  $110^\circ$ , bei Versorgung mit CR 11-Inlay und Resektion des HKB sind die signifikanten Unterschiede von  $60^\circ$  bis  $120^\circ$  noch stärker ausgeprägt. Für die PS-Kniegelenke zeigt sich weiterhin eine signifikante Reduktion der aufgebrauchten Muskelkraft im Vergleich mit der DD-Gruppe für  $0^\circ$ ,  $50^\circ$  und von  $70^\circ$  bis  $100^\circ$  Flexion. Insgesamt lässt sich hier aber kein signifikanter Unterschied nachweisen.

Weiterhin zeigen auch die HKB resezierten Kniegelenke, die bereits in der qualitativen Auswertung auffallen, in der Gesamtauswertung beide signifikant erhöhte Quadricepskraftwerte gegenüber Kniegelenken mit intaktem HKB (CR 11, CR 9, DD) im Bereich von 5% erhöhtem Muskelaufwand. Lediglich bei Vergleich der mit CR 11-Inlay versorgten Kniegelenke ohne HKB mit der DD-Gruppe wird eine Signifikanz knapp verfehlt ( $p \leq 0,06$ ). Bei einzelnen Winkelgraden im Bereich größerer Flexion konnten hier signifikante Unterschiede gefunden werden ( $70^\circ$ ,  $100^\circ$  und  $120^\circ$  Flexion).

Die nach Resektion des HKB mit CR 11 versorgten Kniegelenke zeigen in der statistischen Analyse vor allem gegenüber der CR 9-Gruppe während der Extensionsbewegung immer wieder signifikante Unterschiede (bei  $120^\circ$ ,  $80^\circ$  bis  $60^\circ$  und  $40$  bis  $20^\circ$  Flexion), während dies im Vergleich mit CR 11-Kniegelenken nur bei  $110^\circ$  Flexion auftritt. Bei Untersuchung der HKB resezierten Kniegelenke zeigt sich insgesamt kein signifikanter Unterschied zwischen der CR 11- und der DD-Gruppe ( $p \leq 0,50$ ). Nur bei  $70^\circ$  und  $20^\circ$  Flexion konnte eine signifikant niedrigere aufgebrauchte Quadricepskraft der DD-Gruppe beobachtet werden (Tab. 3.6).

Wie bereits erwähnt führt das DD-Gleitlager bei HKB Resektion insgesamt zu einem signifikanten Anstieg der zur Extension benötigten Muskelkraft

gegenüber den Kniegelenken mit intaktem HKB. Für einzelne Flexionsgrade zeigt sich dies nur gegenüber der DD-Gruppe bei 50° ( $p \leq 0,04$ ).

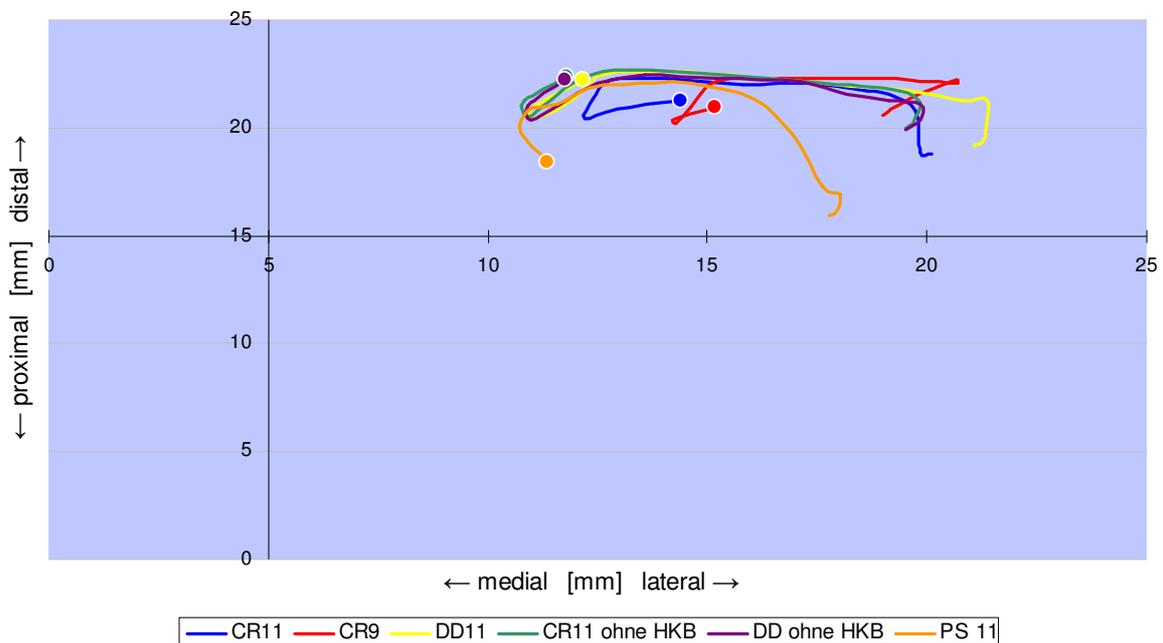
Die Kniegelenke mit intaktem HKB zeigen im Vergleich untereinander insgesamt keinen erhöhten Quadricepsaufwand für ein Design (Tab. 3.5 und 3.6). Betrachtet man für die CR 9-Kniegelenke die Extensionsbewegung im Vergleich mit der CR 11-Gruppe, so zeigt sich aber eine signifikante Reduktion der aufgebrauchten Muskelkraft im Bereich von 0° bis 70° Flexion. Nur der p-Wert für 20° verfehlt hier eine Signifikanz ( $p \leq 0,11$ ). Ähnlich verhält sich die Gruppe der CR 9-Kniegelenke gegenüber den DD-Kniegelenken. Hier fallen die signifikanten Unterschiede in den Bereich von 0° bis 50° Knieflexion. Interessant dabei ist die Tatsache, dass sich aufgebrauchte Quadricepskraft der CR 9-Kniegelenke dann bis zu Flexionsgraden um 90° an die der CR 11- und DD-Kniegelenke angleicht um dann im Bereich maximaler Flexion eine höhere Muskelkraft aufbringen zu müssen. Hier scheint sich der mechanische Wirkungsgrad des M. quadriceps femoris überproportional zu verschlechtern.

Bei genauerer Betrachtung der erzielten Maxima zeigt sich, dass diese für alle Kniegelenke in den Bereich um 105° Flexion fallen (101° bis 105°) und dass die in der PS-Gruppe maximal aufgebrauchte Quadricepskraft gegenüber allen anderen Kniegelenken signifikant niedriger war (Tab. 3.6). Des Weiteren fällt hier eine signifikante Erhöhung der Muskelkraft in der Gruppe der HKB resezierten und mit CR 11-Gleitlager versorgten Kniegelenke gegenüber der CR 11-Gruppe ( $p \leq 0,02$ ) und der DD-Gruppe ( $p \leq 0,05$ ) auf.

Für die Minima ergibt die statistische Analyse keine signifikanten Unterschiede für die PS-Kniegelenke, wohl aber für die CR 9-Kniegelenke. Diese zeigen im Vergleich mit der CR 11- und der DD-Gruppe ein signifikant niedrigeres Minimum für die Extensionskraft. Auch für die HKB resezierten und mit einem DD-Gleitlager versorgten Kniegelenke lässt sich ein signifikanter Unterschied gegenüber der Gruppe der CR 11-Kniegelenke unabhängig von der Integrität des HKB nachweisen. Hier lagen die CR 11-Kniegelenke mit der minimalen aufgebrauchten Muskelkraft signifikant höher.

#### 3.5 Ergebnisse der Kraftangriffspunktmessung

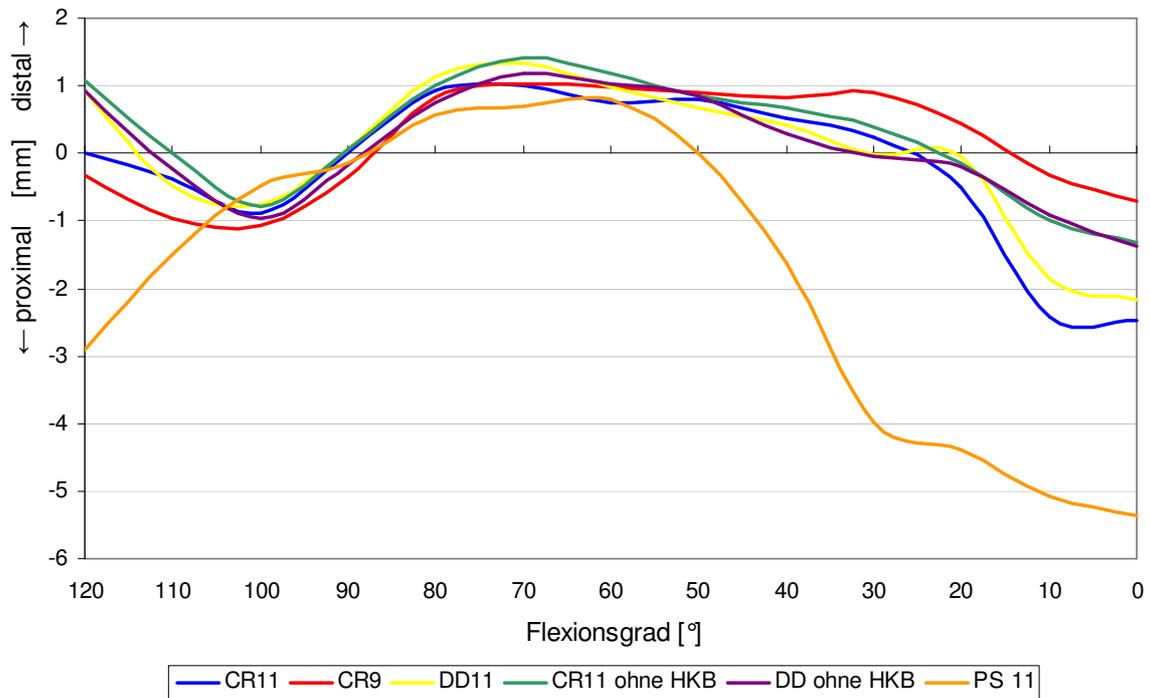
Für die Auswertung der Lokalisation des Kraftangriffspunktes (COF, „Center Of Force“), der als Zentrum des patellofemorales Kontaktdruckes zu verstehen ist, liefert die Tekscan-Software die Koordinaten des 28 x 33 mm großen Sensorfeldes in Form von zwei Datensätzen, wobei ein Datensatz zur Beschreibung der Longitudinalachse, der zweite Datensatz zur Erfassung der Transversalachse dient. Mit Hilfe dieser Datensätze lässt sich der Verlauf des COF während der Extension in der koronaren Ebene beschreiben (Grafik 3.7).



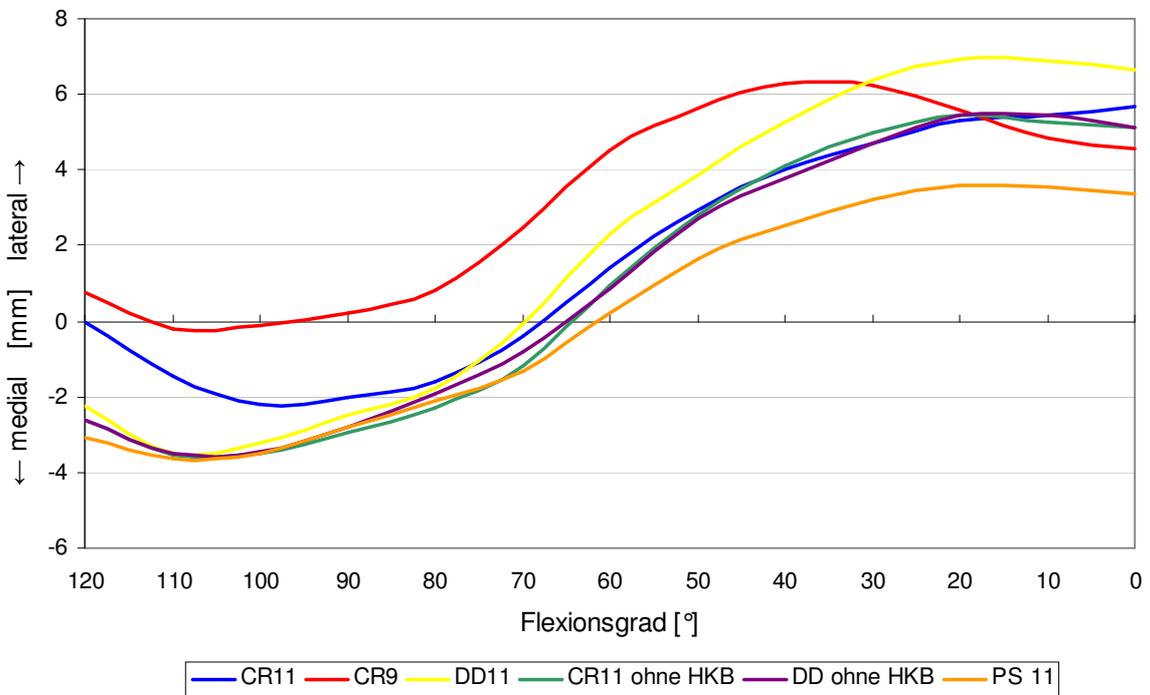
Grafik 3.7: Verläufe der Kraftangriffspunkte während der Extensionsbewegung für die jeweiligen Kniegelenksgruppen; die weiß umrandeten Punkte markieren den Startpunkt der Extension bei einem Knieflexionswinkel von 120°

Abb. 3.7 zeigt den Verlauf des COF für die jeweils getesteten Kniegelenke. Dabei kann man für alle Kniegelenke weitestgehend übereinstimmende Richtungsverläufe zunächst nach medial proximal, dann nach distal und lateral und extensionsnah nach proximal feststellen. Lediglich, die Gruppe der PS-Kniegelenke zeigt einen stärker davon abweichenden Verlauf mit initialer medialer und distaler Bewegung hin zu einer lateralen proximalen Lokalisation. Insgesamt zeigt sich für alle Kniegelenke eine tendenziell lateralisierte und distalisierte Startposition des Kraftangriffspunktes.

### 3 Ergebnisse



Grafik 3.8: Verläufe der Longitudinalbewegung der Kraftangriffspunkte (COF) während der Extensionsbewegung; die Startposition (0) wird durch die Position der CR11-Gruppe bei einem Knieflexionswinkel von 120° definiert



Grafik 3.9: Verläufe der Transversalbewegung der Kraftangriffspunkte (COF) während der Extensionsbewegung; die Startposition (0) wird durch die Position der CR11-Gruppe bei einem Knieflexionswinkel von 120° definiert

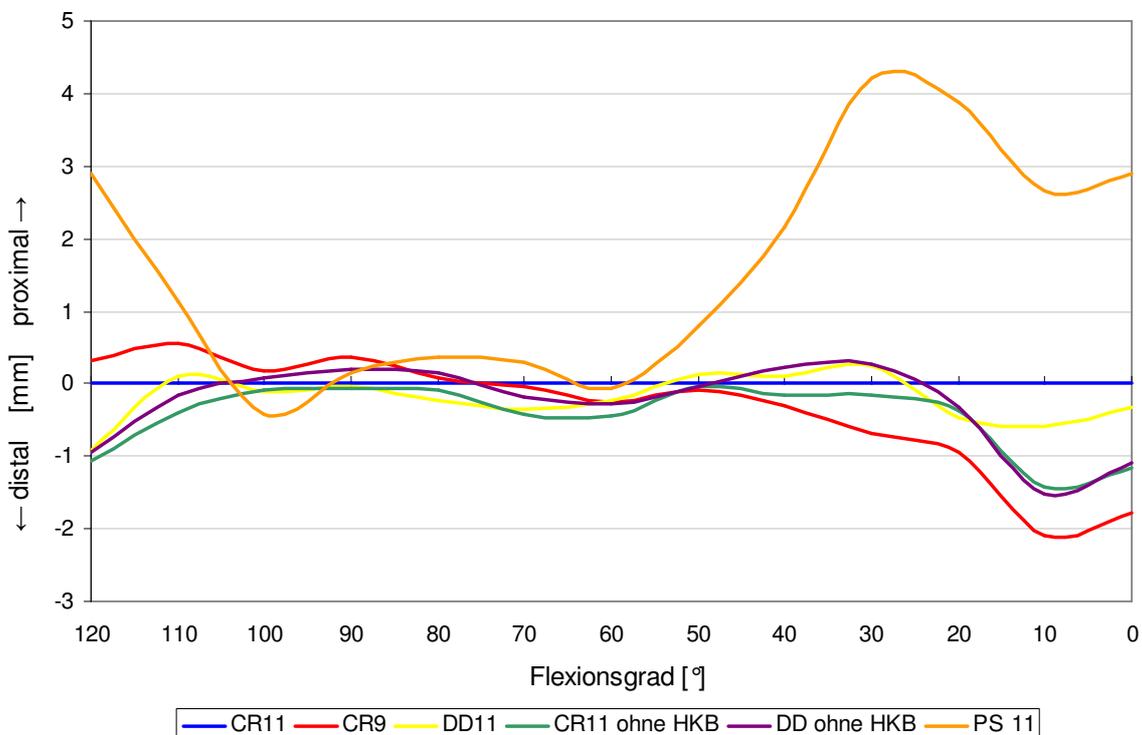
### 3 Ergebnisse

Die Grafiken 3.8 und 3.9 zeigen den Bewegungsverlauf der Kraftangriffspunkte jeweils für Longitudinal- und Transversalachse zum besseren Verständnis. Hier imponiert die bei allen Kniegelenksgruppen beobachtete Lateralbewegung während der Extensionsbewegung von etwa 110° bis 20° Flexion (Grafik 3.9).

Auffällig ist die insgesamt medialisierte und proximalere Lokalisation des COF der PS-Kniegelenke gegenüber allen anderen der untersuchten Gruppen, wobei die Transversalbewegung den Bewegungen der anderen Kniegelenke entspricht und die Kurve lediglich nach medial verschoben ist. Die Longitudinalbewegung zeigt hier größere Abweichungen im Vergleich zu den anderen Kniegelenken. Weiterhin lässt sich eine Lateralisierung der CR 9-Kniegelenke gegenüber allen anderen Gruppen beschreiben.

Für die genauere Analyse werden im folgenden die jeweiligen Ergebnisse für die Longitudinal- und die Transversalachse separat betrachtet.

#### 3.5.1 Ergebnisse der longitudinalen Kraftangriffspunktmessung



Grafik 3.10: Grafische Darstellung der absoluten Abweichungen [mm] der Kraftangriffspunkte (COF) von dem der CR 11-Gruppe in der Longitudinalachse während der Extension; negative Werte entsprechen hierbei einer Distalisierung

### 3 Ergebnisse

		Testbedingung	Koordinaten longitudinal [mm] (je größer, desto distaler)		Abweichung zu CR 11 [mm]	Flexions- grad [°]
			MW ± SD	(Median, Min-Max)		
Gesamt	CR 11		20.74 ± 4.37	(20.59, 14.62-26.72)	-	
	CR 9		21.14 ± 5.23	(19.26, 15.37-29.48)	-0.4	
	DD		20.90 ± 5.53	(18.93, 14.48-29.35)	-0.2	
	CR ohne HKB		21.15 ± 5.49	(21.43, 15.18-29.76)	-0.4	
	DD ohne HKB		21.08 ± 5.20	(21.53, 14.86-28.86)	-0.3	
	PS		19.33 ± 5.20	(21.32, 11.30-25.14)	1.4	
Maximum	CR 11		24.78 ± 4.43	(27.36, 18.60-29.28)	-	82
	CR 9		24.30 ± 5.01	(23.36, 18.69-31.35)	0.5	66
	DD		24.80 ± 4.26	(24.12, 19.16-30.67)	0.0	81
	CR ohne HKB		24.94 ± 4.70	(24.39, 18.99-32.51)	-0.2	74
	DD ohne HKB		24.90 ± 4.40	(24.79, 18.87-31.61)	-0.1	64
	PS		24.18 ± 6.69	(26.94, 15.85-32.99)	0.6	67
Minimum	CR 11		17.08 ± 5.64	(16.96, 9.14-24.98)	-	47
	CR 9		17.77 ± 6.15	(17.35, 9.17-27.54)	-0.7	62
	DD		16.98 ± 7.03	(15.71, 8.25-27.93)	0.1	48
	CR ohne HKB		17.44 ± 7.07	(18.94, 7.24-27.04)	-0.4	32
	DD ohne HKB		16.98 ± 6.89	(17.76, 6.90-26.54)	0.1	48
	PS		13.86 ± 6.28	(12.49, 4.69-22.00)	3.2	47
0°	CR 11		18.82 ± 4.42	(19.39, 11.70-25.22)	-	
	CR 9		20.59 ± 5.68	(19.81, 12.20-31.20)	-1.8	
	DD		19.13 ± 6.63	(19.02, 10.35-30.33)	-0.3	
	CR ohne HKB		19.98 ± 6.86	(19.27, 11.76-32.21)	-1.2	
	DD ohne HKB		19.91 ± 6.76	(19.96, 11.34-31.49)	-1.1	
	PS		15.92 ± 5.23	(14.05, 10.04-24.35)	2.9	
10°	CR 11		18.87 ± 4.48	(19.28, 11.63-24.98)	-	
	CR 9		20.97 ± 5.62	(20.43, 12.62-31.35)	-2.1	
	DD		19.44 ± 6.72	(19.16, 10.19-30.08)	-0.6	
	CR ohne HKB		20.30 ± 6.74	(19.45, 12.78-32.24)	-1.4	
	DD ohne HKB		20.39 ± 6.93	(20.17, 11.40-31.28)	-1.5	
	PS		16.20 ± 5.46	(14.42, 9.87-24.61)	2.7	
20°	CR 11		20.78 ± 4.78	(19.93, 13.04-27.12)	-	
	CR 9		21.72 ± 5.02	(20.64, 15.29-31.22)	-0.9	
	DD		21.25 ± 6.08	(22.78, 12.51-29.66)	-0.5	
	CR ohne HKB		21.15 ± 6.17	(20.19, 13.74-31.93)	-0.4	
	DD ohne HKB		21.10 ± 6.17	(20.95, 13.69-30.68)	-0.3	
	PS		16.91 ± 5.57	(15.21, 10.03-25.61)	3.9	
30°	CR 11		21.52 ± 4.21	(21.22, 14.90-27.36)	-	
	CR 9		22.20 ± 4.88	(22.86, 16.59-31.14)	-0.7	
	DD		21.26 ± 5.23	(21.34, 14.50-29.24)	0.3	
	CR ohne HKB		21.69 ± 5.65	(21.22, 14.32-31.09)	-0.2	
	DD ohne HKB		21.25 ± 5.34	(21.98, 14.73-29.16)	0.3	
	PS		17.30 ± 5.47	(15.80, 9.84-25.71)	4.2	
40°	CR 11		21.81 ± 4.12	(22.60, 15.11-26.24)	-	
	CR 9		22.11 ± 4.74	(23.31, 16.82-29.97)	-0.3	
	DD		21.71 ± 4.73	(22.02, 15.39-29.16)	0.1	
	CR ohne HKB		21.96 ± 5.00	(21.90, 15.45-29.68)	-0.2	
	DD ohne HKB		21.59 ± 4.77	(22.87, 15.07-28.90)	0.2	
	PS		19.66 ± 4.64	(18.40, 15.55-27.73)	2.2	
50°	CR 11		22.10 ± 4.26	(24.04, 15.49-27.20)	-	
	CR 9		22.19 ± 4.66	(23.05, 16.69-29.08)	-0.1	
	DD		21.96 ± 4.80	(21.79, 15.57-29.29)	0.1	
	CR ohne HKB		22.13 ± 4.70	(22.26, 16.07-29.24)	0.0	
	DD ohne HKB		22.13 ± 4.66	(22.64, 15.37-28.69)	0.0	
	PS		21.30 ± 5.78	(20.83, 15.22-29.65)	0.8	

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.7

	Testbedingung	Koordinaten longitudinal [mm] (je größer, desto distaler)		Abweichung zu CR 11 [mm]	Flexions- grad [°]
		MW ± SD	(Median, Min-Max)		
60°	CR 11	22.03 ± 4.33	(22.39, 15.97-27.73)	-	
	CR 9	22.28 ± 4.92	(22.23, 16.82-28.92)	-0.3	
	DD	22.27 ± 4.88	(21.08, 16.05-29.27)	-0.2	
	CR ohne HKB	22.47 ± 4.84	(23.11, 16.31-29.34)	-0.4	
	DD ohne HKB	22.31 ± 4.68	(23.43, 15.99-28.59)	-0.3	
	PS	22.10 ± 6.82	(22.11, 14.23-32.99)	-0.1	
70°	CR 11	22.28 ± 4.86	(22.29, 16.22-28.29)	-	
	CR 9	22.33 ± 5.48	(20.20, 16.43-29.18)	0.0	
	DD	22.62 ± 5.33	(20.72, 16.39-29.65)	-0.3	
	CR ohne HKB	22.71 ± 5.21	(23.82, 16.31-29.50)	-0.4	
	DD ohne HKB	22.47 ± 5.14	(24.29, 15.96-28.90)	-0.2	
	PS	22.00 ± 7.07	(24.25, 12.55-32.44)	0.3	
80°	CR 11	22.21 ± 5.62	(21.89, 16.09-28.64)	-	
	CR 9	22.12 ± 6.01	(19.75, 16.25-29.73)	0.1	
	DD	22.43 ± 6.00	(21.08, 15.99-30.18)	-0.2	
	CR ohne HKB	22.28 ± 6.59	(24.39, 13.01-9.87)	-0.1	
	DD ohne HKB	22.05 ± 6.42	(24.76, 13.12-29.45)	0.2	
	PS	21.85 ± 8.09	(26.07, 8.92-31.42)	0.4	
90°	CR 11	21.30 ± 6.96	(20.19, 10.89-29.13)	-	
	CR 9	20.94 ± 7.14	(18.61, 11.52-29.63)	0.4	
	DD	21.34 ± 7.44	(19.05, 10.08-30.59)	0.0	
	CR ohne HKB	21.36 ± 7.79	(22.80, 8.39-30.70)	-0.1	
	DD ohne HKB	21.11 ± 7.65	(23.72, 8.12-29.66)	0.2	
	PS	21.14 ± 8.99	(26.20, 5.52-30.67)	0.2	
100°	CR 11	20.41 ± 7.06	(18.65, 9.14-27.91)	-	
	CR 9	20.23 ± 7.59	(17.35, 9.28-29.37)	0.2	
	DD	20.53 ± 7.54	(18.40, 8.28-29.19)	-0.1	
	CR ohne HKB	20.50 ± 7.54	(21.65, 7.24-29.45)	-0.1	
	DD ohne HKB	20.32 ± 7.49	(22.42, 6.90-28.53)	0.1	
	PS	20.83 ± 8.95	(25.68, 4.69-30.13)	-0.4	
110°	CR 11	20.90 ± 5.54	(19.50, 13.04-27.60)	-	
	CR 9	20.33 ± 6.32	(18.45, 11.71-28.41)	0.6	
	DD	20.81 ± 5.94	(19.07, 11.66-27.93)	0.1	
	CR ohne HKB	21.29 ± 5.43	(22.48, 12.21-28.41)	-0.4	
	DD ohne HKB	21.07 ± 5.69	(23.09, 11.02-27.57)	-0.2	
	PS	19.78 ± 7.15	(22.84, 7.49-27.44)	1.1	
120°	CR 11	21.29 ± 3.92	(20.44, 16.82-27.10)	-	
	CR 9	20.97 ± 4.21	(19.46, 16.07-27.57)	0.3	
	DD	22.20 ± 4.01	(21.14, 17.27-28.06)	-0.9	
	CR ohne HKB	22.37 ± 3.80	(22.07, 16.80-27.23)	-1.1	
	DD ohne HKB	22.23 ± 3.40	(22.53, 17.71-26.55)	-0.9	
	PS	18.40 ± 4.39	(18.78, 12.04-24.27)	2.9	

Tabelle 3.7: Darstellung der Longitudinalkoordinaten des 33 mm langen Tekscan-Sensorfeldes. Angegeben werden Mittelwert ± SD, Median, Minimum, Maximum und die absolute Abweichung des COF in [mm] von dem der CR 11-Gruppe; negative Werte entsprechen einer Distalisierung; die Minima zeigen die proximalste Position des COF, die Maxima die distalste Position des COF an

### 3 Ergebnisse

Testbedingung		p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
Gesamt	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
Maximum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
Minimum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
0°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	( $p \leq 0.10$ )	ns	ns	ns
	DD	ns	( $p \leq 0.10$ )	-	ns	( $p \leq 0.10$ )	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	( $p \leq 0.10$ )	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
10°	CR 11	-	( $p \leq 0.09$ )	ns	ns	ns	ns
	CR 9	( $p \leq 0.09$ )	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	( $p \leq 0.09$ )	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	( $p \leq 0.09$ )	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
20°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
30°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
40°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
50°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.8

	Testbedingung	p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
60°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
70°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
80°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
90°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
100°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
110°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
120°	CR 11	-	ns	ns	ns	(p ≤ 0.07)	(p ≤ 0.10)
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	p ≤ 0.03
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	p ≤ 0.01
	DD ohne HKB	(p ≤ 0.07)	ns	ns	ns	-	p ≤ 0.02
	PS	(p ≤ 0.10)	ns	p ≤ 0.03	p ≤ 0.01	p ≤ 0.02	-

Tabelle 3.8: Darstellung der p-Werte für die Position der Kraftangriffspunkte (COF) in der Longitudinalachse; auf deutlich nicht signifikante p-Werte wurde aus Gründen der Überschaubarkeit verzichtet; die in Klammern angegebenen p-Werte sind mit  $p \leq 0.10$  noch relativ klein und könnten einen Trend anzeigen

Die bereits durch Grafik 3.7 erkennbare, insgesamt eher distale Position des Kraftangriffspunktes aller Kniegelenke wird durch Tabelle 3.7 widerspiegelt. Hier werden Mittelwerte um die 20 mm erreicht bei einem durch die Sensorlänge vorgegebenem Maximum von 33 mm. Die distalste Position wird hier bei Knieflexionswinkeln im Bereich von 64° bis 82°, die proximalste bei etwas niedrigeren Knieflexionswinkeln zwischen 32° und 62° erreicht (Tab. 3.7). Dabei liegen der proximalste und der distalste Punkt durchschnittlich etwa 7,5 mm in der Longitudinalachse auseinander. Bei mit einem PS-Inlay versorgten Kniegelenken beträgt diese Differenz durch die Proximalisierung etwas mehr als 10 mm.

Im Vergleich der Kniegelenke untereinander weist die Gruppe der PS-Kniegelenke die größten Abweichungen auf (Grafik 3.8). Diese Abweichungen in eine insgesamt proximalere Position ist besonders stark im Bereich des Gehens von 10° bis 30° Flexion und im Bereich der maximalen Flexion ausgeprägt. Allerdings wird diese Proximalisierung der PS-Gruppe nur bei 120° gegenüber den mit DD-Inlay versorgten und den HKB resezierten Kniegelenken signifikant (Tab. 3.8). Gegenüber den CR 11-Kniegelenken wird hier ein signifikanter Unterschied mit  $p \leq 0.10$  noch relativ knapp verfehlt, während mit  $p \leq 0.20$  gegenüber den CR 9-Kniegelenken schon etwas deutlicher einen signifikanten Unterschied verfehlt wird. Auch insgesamt wird die proximalere Position, die vor allem aus den Grafiken 3.7 und 3.8 hervorgeht, mit p-Werten  $\leq 0.17$  bis 0.26 nicht signifikant gegenüber den anderen Gruppen.

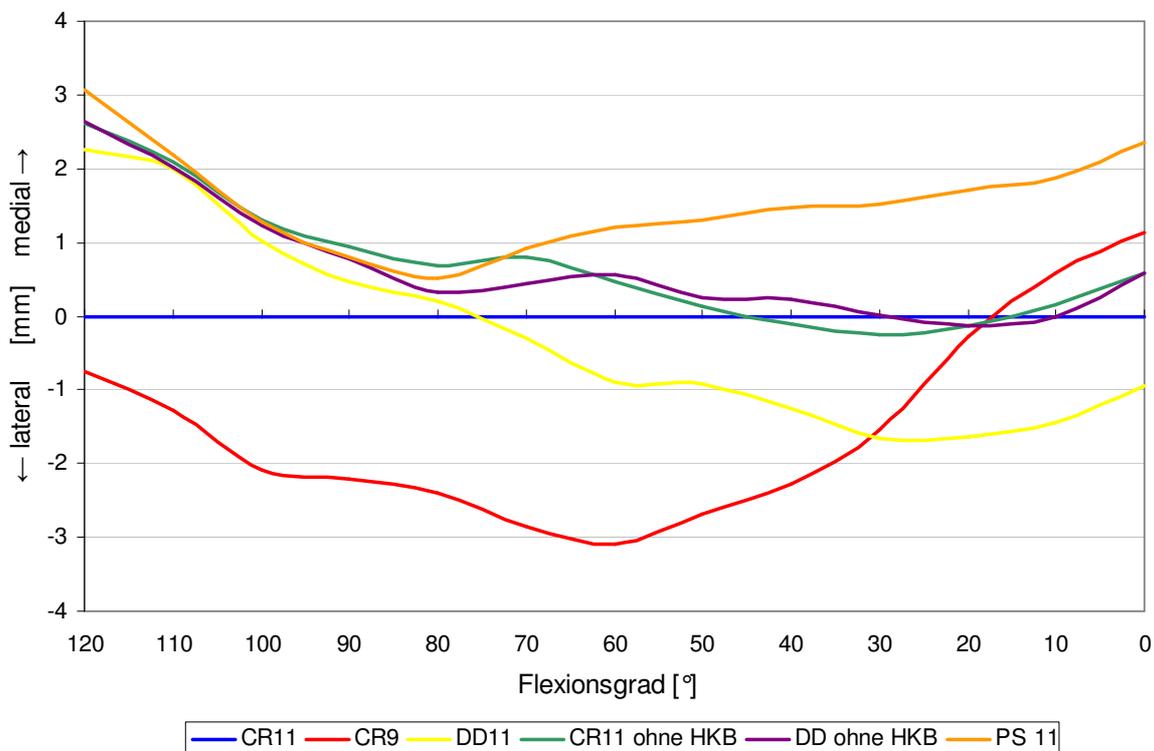
Für alle anderen Kniegelenke zeigt sich für das COF im Bereich von 110° bis 30° Flexion kein wesentlicher Unterschied. Hier belaufen sich die unterschiedlichen Positionen des COF in der Longitudinalachse auf Abweichungen von weniger als 1 mm. Sogar der Kraftangriffspunkt der PS-Gruppe gleicht sich in diesem Bereich an die der anderen Knie an (100° bis 60° Flexion).

Im Bereich maximaler Flexion bei 120° und von 20° bis zur vollen Streckung sind stärkere Abweichungen der verschiedenen Kraftangriffspunkte in der Longitudinalachse zu verzeichnen. Dabei nimmt das COF der CR 11-Gruppe gegenüber den anderen Gruppen eine proximalere Position ein. Lediglich die

### 3 Ergebnisse

CR 9-Gruppe zeigt bei 120° bis 80° eine noch proximalere Position. Diese extensionsnah und im Bereich maximaler Flexion beobachteten größeren Abweichungen weisen in der statistischen Analyse allerdings zu keinem Zeitpunkt einen signifikanten Unterschied auf. Mit p-Werten zwischen  $p \leq 0.07$  bis  $p \leq 0.10$  kann hier höchstens ein Trend erkannt werden (Tab 3.8). So ergibt sich für mit DD-Gleitlager versorgte Kniegelenke extensionsnah eine tendenziell proximalere Position des COF gegenüber den CR 9-Kniegelenken (bei 0° Flexion) und gegenüber mit DD-Inlay versorgten Kniegelenken nach HKB Resektion (von 0° bis 10° Flexion). In diesem Bereich zeigen mit CR 9-Gleitlager versorgte Kniegelenke gegenüber der CR 11-Gruppe die Tendenz zu weiter distal gelegenen Kraftangriffspunkten. Ebenfalls tendenziell distaler gegenüber der CR 11-Gruppe liegt das COF der HKB resezierten und mit DD-Gleitlager versorgten Kniegelenke bei 120° Flexion ( $p \leq 0.07$ ).

#### 3.5.2 Ergebnisse der transversalen Kraftangriffspunktmessung



Grafik 3.11: Grafische Darstellung der absoluten Abweichungen [mm] der Kraftangriffspunkte (COF) von dem der CR 11-Gruppe in der Transversalachse während der Extensionsbewegung; negative Werte entsprechen hierbei einer Lateralisierung

### 3 Ergebnisse

	Testbedingung	Koordinaten transversal [mm] (je größer, desto lateraler)		Abweichung zu CR 11[mm]	Flexions- grad [°]
		MW ± SD	(Median, Min-Max)		
Gesamt	CR 11	16.30 ± 3.10	(17.10, 11.63-19.91)	-	
	CR 9	16.66 ± 3.04	(18.09, 11.78-19.34)	-0.4	
	DD	15.77 ± 2.82	(16.24, 11.62-18.63)	0.5	
	CR ohne HKB	14.84 ± 3.33	(15.92, 10.17-18.90)	1.5	
	DD ohne HKB	14.72 ± 3.35	(15.37, 10.06-19.12)	1.6	
	PS	14.10 ± 4.86	(14.79, 6.84-21.52)	2.2	
Maximum	CR 11	23.65 ± 2.91	(23.88, 18.97-27.97)	-	24
	CR 9	23.79 ± 2.44	(24.05, 20.01-26.28)	-0.1	28
	DD	23.21 ± 1.94	(23.36, 21.04-25.89)	0.4	23
	CR ohne HKB	21.62 ± 3.74	(21.88, 16.13-26.68)	2.0	23
	DD ohne HKB	21.75 ± 3.57	(21.68, 15.93-26.79)	1.9	23
	PS	20.72 ± 5.00	(19.33, 13.18-27.03)	2.9	42
Minimum	CR 11	9.06 ± 4.51	(12.04, 2.79-13.14)	-	90
	CR 9	9.20 ± 4.94	(12.55, 2.40-13.61)	-0.1	95
	DD	8.83 ± 4.96	(11.91, 1.86-13.38)	0.2	94
	CR ohne HKB	8.84 ± 4.97	(9.08, 2.53-14.01)	0.2	87
	DD ohne HKB	8.83 ± 4.89	(9.53, 2.35-14.25)	0.2	91
	PS	8.05 ± 5.81	(9.96, .73-14.99)	1.0	80
0°	CR 11	20.11 ± 5.51	(21.21, 12.56-27.23)	-	
	CR 9	18.98 ± 7.10	(20.84, 5.80-26.07)	1.1	
	DD	21.06 ± 4.04	(21.41, 13.40-25.76)	-0.9	
	CR ohne HKB	19.52 ± 4.52	(21.43, 14.07-26.41)	0.6	
	DD ohne HKB	19.53 ± 4.24	(19.33, 13.33-26.45)	0.6	
	PS	17.76 ± 4.48	(17.90, 10.43-25.77)	2.4	
10°	CR 11	19.85 ± 5.81	(21.27, 12.59-27.31)	-	
	CR 9	19.26 ± 6.60	(20.96, 7.23-26.16)	0.6	
	DD	21.29 ± 3.95	(21.29, 13.41-25.87)	-1.4	
	CR ohne HKB	19.68 ± 4.34	(21.50, 14.40-26.54)	0.2	
	DD ohne HKB	19.85 ± 4.29	(21.00, 13.44-26.68)	0.0	
	PS	17.97 ± 5.41	(18.71, 10.91-25.94)	1.9	
20°	CR 11	19.72 ± 6.19	(21.17, 10.38-28.02)	-	
	CR 9	20.00 ± 5.22	(20.98, 11.70-26.21)	-0.3	
	DD	21.36 ± 3.59	(21.52, 14.13-25.42)	-1.6	
	CR ohne HKB	19.85 ± 3.98	(21.12, 14.74-26.33)	-0.1	
	DD ohne HKB	19.85 ± 4.00	(20.48, 14.28-26.44)	-0.1	
	PS	18.02 ± 5.21	(18.95, 10.89-25.32)	1.7	
30°	CR 11	19.14 ± 6.36	(20.84, 7.82-27.21)	-	
	CR 9	20.67 ± 3.60	(20.60, 15.04-25.67)	-1.5	
	DD	20.80 ± 3.05	(21.15, 14.88-24.29)	-1.7	
	CR ohne HKB	19.38 ± 3.52	(20.02, 15.12-25.30)	-0.2	
	DD ohne HKB	19.13 ± 3.42	(19.30, 14.90-24.93)	0.0	
	PS	17.61 ± 4.79	(18.13, 10.95-24.01)	1.5	
40°	CR 11	18.42 ± 6.17	(19.89, 6.25-26.05)	-	
	CR 9	20.71 ± 2.75	(21.35, 16.16-24.82)	-2.3	
	DD	19.67 ± 2.15	(20.14, 15.95-22.05)	-1.3	
	CR ohne HKB	18.52 ± 2.84	(18.10, 15.00-23.52)	-0.1	
	DD ohne HKB	18.19 ± 2.66	(17.80, 15.04-22.73)	0.2	
	PS	16.95 ± 4.83	(18.03, 10.08-22.34)	1.5	
50°	CR 11	17.36 ± 5.42	(18.05, 6.09-23.73)	-	
	CR 9	20.06 ± 2.82	(18.68, 17.35-24.87)	-2.7	
	DD	18.28 ± 1.62	(17.24, 16.75-20.64)	-0.9	
	CR ohne HKB	17.23 ± 2.43	(17.77, 14.35-20.57)	0.1	
	DD ohne HKB	17.11 ± 2.38	(17.09, 14.02-20.64)	0.3	
	PS	16.06 ± 4.58	(16.07, 9.85-20.54)	1.3	

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.9

	Testbedingung	Koordinaten transversal [mm] (je größer, desto lateraler)		Abweichung Flexions- zu CR 11[mm] grad [°]
		MW ± SD	(Median, Min-Max)	
60°	CR 11	15.81 ± 4.70	(16.31, 6.17-21.23)	-
	CR 9	18.91 ± 3.81	(18.35, 14.53-26.00)	-3.1
	DD	16.72 ± 2.11	(17.19, 13.80-18.99)	-0.9
	CR ohne HKB	15.35 ± 3.25	(16.03, 10.64-19.22)	0.5
	DD ohne HKB	15.25 ± 3.40	(14.95, 9.88-19.60)	0.6
	PS	14.60 ± 5.20	(13.69, 6.72-22.26)	1.2
70°	CR 11	14.03 ± 4.74	(14.72, 7.05-20.46)	-
	CR 9	16.89 ± 5.59	(16.81, 10.11-26.28)	-2.9
	DD	14.33 ± 3.81	(14.22, 8.52-19.59)	-0.3
	CR ohne HKB	13.24 ± 4.91	(13.93, 6.03-21.13)	0.8
	DD ohne HKB	13.59 ± 4.82	(13.04, 5.91-21.02)	0.4
	PS	13.10 ± 6.38	(12.40, 4.02-24.20)	0.9
80°	CR 11	12.82 ± 5.46	(14.00, 6.46-22.31)	-
	CR 9	15.22 ± 7.15	(14.71, 6.45-26.13)	-2.4
	DD	12.61 ± 5.34	(12.71, 5.49-21.78)	0.2
	CR ohne HKB	12.14 ± 5.99	(12.09, 4.65-22.99)	0.7
	DD ohne HKB	12.50 ± 6.07	(12.43, 4.62-23.04)	0.3
	PS	12.30 ± 7.15	(11.20, 3.14-25.58)	0.5
90°	CR 11	12.40 ± 5.98	(12.81, 6.08-23.79)	-
	CR 9	14.61 ± 8.01	(13.65, 5.75-26.10)	-2.2
	DD	11.93 ± 6.48	(12.67, 4.84-24.17)	0.5
	CR ohne HKB	11.47 ± 6.72	(9.85, 4.67-24.43)	0.9
	DD ohne HKB	11.63 ± 6.89	(9.95, 4.60-24.80)	0.8
	PS	11.59 ± 7.84	(11.21, 3.13-26.59)	0.8
100°	CR 11	12.20 ± 6.73	(12.16, 4.86-24.90)	-
	CR 9	14.29 ± 8.52	(12.75, 4.46-26.10)	-2.1
	DD	11.19 ± 7.35	(12.13, 3.90-25.19)	1.0
	CR ohne HKB	10.91 ± 7.52	(9.16, 3.55-25.32)	1.3
	DD ohne HKB	10.98 ± 7.48	(9.54, 3.60-25.14)	1.2
	PS	10.92 ± 8.34	(11.27, 2.47-26.94)	1.3
110°	CR 11	12.93 ± 7.31	(13.93, 3.66-24.87)	-
	CR 9	14.21 ± 8.96	(13.93, 3.24-26.10)	-1.3
	DD	10.93 ± 7.88	(12.36, 2.46-25.10)	2.0
	CR ohne HKB	10.85 ± 7.83	(10.23, 2.59-25.03)	2.1
	DD ohne HKB	10.91 ± 7.82	(10.61, 2.54-24.78)	2.0
	PS	10.76 ± 8.78	(12.46, 2.06-26.53)	2.2
120°	CR 11	14.41 ± 8.14	(15.47, 3.34-24.27)	-
	CR 9	15.18 ± 8.81	(16.61, 2.69-26.07)	-0.8
	DD	12.16 ± 7.56	(12.30, 2.45-24.30)	2.3
	CR ohne HKB	11.80 ± 6.91	(11.09, 3.87-24.07)	2.6
	DD ohne HKB	11.78 ± 6.94	(11.54, 3.74-24.08)	2.6
	PS	11.34 ± 8.85	(14.15, .76-25.60)	3.1

Tabelle 3.9: Darstellung der Transversalkoordinaten des 28 mm breiten Sensorfeldes. Angegeben werden Mittelwert ± SD, Median, Minimum, Maximum und die absolute Abweichung des COF in [mm] von dem der CR 11-Gruppe; negative Werte entsprechen einer Lateralisierung; die Minima zeigen die medialste Position des COF, die Maxima die lateralste Position des COF an

### 3 Ergebnisse

Testbedingung		p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
Gesamt	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	( $p \leq 0.09$ )	( $p \leq 0.09$ )	( $p \leq 0.10$ )	( $p \leq 0.07$ )
	DD	ns	( $p \leq 0.09$ )	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	( $p \leq 0.09$ )	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	( $p \leq 0.10$ )	ns	ns	-	ns
	PS	ns	( $p \leq 0.07$ )	ns	ns	ns	-
Maximum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
Minimum	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
0°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
10°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
20°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
30°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	( $p \leq 0.10$ )
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	( $p \leq 0.10$ )	ns	ns	-
40°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
50°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	( $p \leq 0.06$ )	( $p \leq 0.06$ )	( $p \leq 0.06$ )	$p \leq 0.05$
	DD	ns	( $p \leq 0.06$ )	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	( $p \leq 0.06$ )	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	( $p \leq 0.06$ )	ns	ns	-	ns
	PS	ns	$p \leq 0.05$	ns	ns	ns	-

### 3 Ergebnisse

Fortsetzung Tabelle 3.10

	Testbedingung	p-Werte					
		CR 11	CR 9	DD	CR ohne HKB	DD ohne HKB	PS
60°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	$p \leq 0.04$	$p \leq 0.05$	$p \leq 0.04$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	$p \leq 0.04$	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	$p \leq 0.05$	ns	ns	-	ns
	PS	ns	$p \leq 0.04$	ns	ns	ns	-
70°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	$(p \leq 0.06)$	$(p \leq 0.09)$	$(p \leq 0.10)$
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	$(p \leq 0.06)$	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	$(p \leq 0.09)$	ns	ns	-	ns
	PS	ns	$(p \leq 0.10)$	ns	ns	ns	-
80°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
90°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
100°	CR 11	-	ns	ns	$(p \leq 0.08)$	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	$(p \leq 0.08)$	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
110°	CR 11	-	ns	ns	ns	ns	ns
	CR 9	ns	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-
120°	CR 11	-	$(p \leq 0.10)$	ns	ns	ns	ns
	CR 9	$(p \leq 0.10)$	-	ns	ns	ns	ns
	DD	ns	ns	-	ns	ns	ns
	CR ohne HKB	ns	ns	ns	-	ns	ns
	DD ohne HKB	ns	ns	ns	ns	-	ns
	PS	ns	ns	ns	ns	ns	-

Tabelle 3.10: Darstellung der p-Werte für die Position der Kraftangriffspunkte (COF) in der Transversalachse; auf deutlich nicht signifikante p-Werte wurde aus Gründen der Überschaubarkeit verzichtet; die in Klammern angegebenen p-Werte sind mit  $p \leq 0.10$  noch relativ klein und könnten einen Trend anzeigen

Die leicht lateralisierte Startposition der Kraftangriffspunkte aller Kniegelenke, die in Grafik 3.7 angedeutet wird, wird durch Mittelwerte um 15 mm bei einem durch das Sensorfeld vorgegebenem Maximum von 28 mm verdeutlicht. Dabei weisen die Kniegelenke die lateralste Position des COF bei Flexionsgraden um 25° auf (23° bis 28°). Einzig die PS-Kniegelenke erreichen die lateralste Position des COF bereits bei 42° (Tab. 3.9). Die medialste Position hingegen erreichen die Kniegelenke von 87° bis 95°. Auch hier zeigen die mit einem PS-Gleitlager versorgten Kniegelenke eine Abweichung, da hier die medialste Position im Schnitt bei Knieflexionswinkeln von 80° liegt. Im Schnitt liegen lateralste und medialste Position der COF 12,5 bis 14,5 mm auseinander.

Am auffälligsten verhalten sich die Kraftangriffspunktverläufe von Kniegelenken, die mit CR 9- oder PS-Gleitlager versorgt wurden (Grafik 3.9). Für die PS-Kniegelenke lässt sich dabei über die gesamte Extensionsbewegung eine mediale Abweichung gegenüber dem COF nahezu aller anderen Kniegelenke beobachten. Besonders ausgeprägt ist diese Medialisierung des COF gegenüber CR 9-Kniegelenken, da diese durch eine eher lateralisierte Position des COF gegenüber den anderen Knien imponieren. Lediglich im Bereich des Gehens gleichen sich Kurvenverläufe der Kraftangriffspunkte wieder an. Die statistische Analyse kann dies nur teilweise durch signifikante Unterschiede belegen. Allerdings ist der Trend hin zu lateralisierten Position des COF der CR 9-Kniegelenke deutlich zu erkennen. Somit schlägt sich die Lateralisierung der CR 9-Gruppe nur bei 60° Flexion gegenüber den HKB resezierten Knien und den PS-Kniegelenken als Signifikanz nieder (Tab. 3.10). Hier ist die laterale Abweichung mit bis zu 4,3 mm maximal groß. Für 50° und 70° Flexion wird ein signifikanter Unterschied für diese Vergleichspaare knapp verfehlt, lediglich gegenüber der PS-Gruppe findet sich bei 50° ein signifikantes Ergebnis. Bei 50° wird zudem ein signifikantes Ergebnis gegenüber der DD-Gruppe nur knapp verfehlt. Insgesamt wird ein statistischer Unterschied der CR 9-Gruppe im Sinne einer lateralisierten Position des COF verfehlt, nur ein Trend kann durch p-Werte  $\leq 0,07$  bis  $0,10$  erkannt werden. Die grafisch auffällige Medialisierung der PS-Kniegelenke lässt sich in der statistischen Analyse noch weniger belegen. So findet sich zu keinem Zeitpunkt ein signifikanter Unterschied. Ein erkennbarer Trend deutet auf eine Medialisierung gegenüber mit CR 11-, CR 9- und DD versorgten Kniegelenken hin ( $p \leq 0,25$ ,  $p \leq 0,07$ ,  $p \leq 0,15$ ).

### 4 Diskussion

#### 4.1 Allgemeiner Diskussionsteil einschließlich Methodendiskussion

Bislang beschäftigen sich nur wenige *in vitro*-Untersuchungen mit den Unterschieden zwischen verschiedenen Modifikationen im Prothesendesign. Hierbei standen bisher Studien im Vordergrund, die neben den Unterschieden von mobilen und fixen Gleitlagern [109, 110] auch Unterschiede von Prothesensystemen mit Patellarrückflächenersatz und Systemen mit nativ belassener Patella [32, 33, 70, 81, 108] untersuchten. Jüngere Studien beschäftigen sich außerdem mit Modifikationen der Implantationstechnik im Hinblick auf das „Soft tissue balancing“ [82-84, 86, 88, 99]. Sieht man von den Studien ab, die mobile und fixe PE-Inlays untersuchen, lassen sich bisweilen nur sehr wenige oder keine experimentelle Studien finden, die die Unterschiede weiterer Gleitlagermerkmale wie Höhe, Konformität oder Integrität des HKB untersuchen [79].

Dem gegenüber steht eine Vielzahl an klinischen, radiologischen und fluoroskopischen Studien, die insbesondere der Frage nachgehen, inwiefern eine Integrität oder ein Ersatz des HKB in der Knieendoprothetik notwendig ist [5, 7, 19, 22, 24, 39, 69, 90, 93, 96, 98, 116, 119, 122]. Dabei besteht Konsens darüber, dass klinisch im Hinblick auf postoperative Funktionalität und Schmerzfreiheit sowohl für HKB erhaltende („cruciate retaining“, CR) als auch für HKB ersetzende („posterior stabilized“, PS) Prothesendesigns gute bis exzellente Ergebnisse erzielt werden und zwischen diesen Prothesendesigns kein signifikanter Unterschied festgestellt werden konnte [39, 63, 69, 90, 96, 116, 119]. Diese Ergebnisse konnten ebenfalls bei Patienten gefunden werden, die mit einem höher konformen Gleitlager (deep dished“, DD) bei Erhalt des HKB und sogar einem flacheren Inlay bei Resektion des HKB ohne entsprechenden Ersatz versorgt waren [96, 98]. Auch radiologische Untersuchungen konnten bislang keine Unterschiede zwischen diesen Modifikationen feststellen [19, 39, 69, 116].

Allerdings konnte für die mit einem PS-Gleitlager versorgten Patienten im Vergleich mit Patienten, denen eine HKB erhaltende Prothese implantiert wurde, größere maximale Flexionsgrade nachgewiesen werden [5, 24, 25, 39,

98]. Fluoroskopische Studien zeigen weiterhin für Knieendoprothesen, die mit einem PS-Gleitlager implantiert werden, während der Flexion signifikant weiter posterior liegende und somit physiologischere tibiofemorale Kontaktpunkte [5, 7, 22-24, 47, 119, 122]. Victor et al. konnte dies in einer fluoroskopischen Studie, in der die Probanden auf Treppenstufen steigen mussten, insbesondere bei höheren Flexionswinkeln ab 70° für sowohl mediales als auch laterales Kompartiment nachweisen. Des Weiteren konnte durch diese Studie für PS-Kniegelenke für die mediale und laterale Femurkondyle eine AP-Translation während der Flexion aufgezeigt werden, wohingegen CR-Kniegelenke dies nur für die laterale Kondyle vermindert zeigten. Die mediale Femurkondyle hingegen zeigte dabei ein paradoxes Gleitverhalten von posterior nach anterior [119]. Im Vergleich mit CR-Prothesen, welche das HKB erhalten, weisen Prothesen mit PS-Gleitlagern somit eine physiologischere anteroposteriore Stabilisierung während der Flexion im Sinne der AP-Translation nach posterior auf [7, 22-24, 119, 122]. Weiterhin zeigen Studien in voller Extension für kreuzbanderhaltende Prothesendesigns im Gegensatz zu kreuzbandersetzenden Prothesen einen unphysiologisch weit posterior gelegenen tibiofemorale Kontaktpunkt, was auf die Resektion des VKB zurückgeführt wird [22-24, 104-107].

Unter rein klinischem Aspekt lassen sich diese fluoroskopisch nachgewiesenen kinematischen Vorteile der PS-Gleitlager wie oben beschrieben bisweilen allerdings nicht finden, wobei die Beobachtungszeiträume von - je nach Studie - 2 bis 10 Jahren noch keine definitiven Aussagen zulassen. Derzeit besteht daher klinisch keine Überlegenheit eines Prothesendesigns. Diese derzeit bestehende Diskrepanz zwischen kinematischen Unterschieden, die allerdings klinisch nicht widerspiegelt werden, wird durch experimentell gewonnene Erkenntnisse weiter verstärkt, da auch hier Vorteile der PS-Gleitlager gegenüber HKB erhaltenden Modifikationen postuliert werden. So wiesen Nicholls et al. in einer in vitro-Untersuchung für HKB ersetzende Knieendoprothesen vor allem für Knieflexionswinkel ab 90° signifikant niedrigere tibiofemorale Kräfte nach [79].

Grundsätzlich stellt sich für in vitro-Untersuchungen die Aufgabe, die in vivo Bedingungen des Kniegelenks möglichst naturgetreu zu simulieren um

aussagekräftige und auf das physiologische oder mit einer KTEP versorgte Kniegelenk in vivo übertragbare Daten zu gewinnen. Dabei reicht die Bandbreite von Experimenten mit Leichenkniegelenken von rein passiven Untersuchungen bis hin zu Untersuchungen, die die Gewichtskraftbelastung oder seltener die Muskelkraft simulieren. Stukenborg et al. entwickelten den sogenannten Kniegelenkskinemator, durch den unter Simulation der aktiven Muskelzüge der Musculi quadriceps femoris, biceps femoris, semitendinosus et gracilis ohne Gewichtbelastung eine dynamische Untersuchung einer isokinetischen Knieextension ermöglicht wird [109]. In der vorliegenden Studie wird dieser Versuchsaufbau genutzt um in vitro verschiedene Knieendoprothesendesigns hinsichtlich Höhe, Konformität und Design des PE-Gleitlagers sowie Integrität des HKB direkt miteinander zu vergleichen. Durch den Versuchsaufbau wird eine dynamische Messung der Patellakinematik unter annähernd physiologischen Bedingungen ermöglicht. Die durch die Zugzylinder generierte Simulation der Quadricepskraft erreichte Zugkräfte, die denen in vivo gleichen [85, 89]. Natürlich stellt diese Muskelsimulation eine Vereinfachung des physiologischen Streckapparates mit seinem komplexen Zusammenspiel einzelner Muskelanteile und Muskelgruppen in vivo dar [17, 126]. Dabei beteiligt sind nicht nur der M. quadriceps und seine Synergisten, sondern auch die Flexorengruppen im Sinne einer antagonistischen Kokontraktion während der Extension. Bislang konnte für Simulationen des M. quadriceps noch keine Modell entwickelt werden, das dem komplexen Zusammenspiel der einzelnen Muskelanteile im physiologischen Kniegelenk bei der Extension gerecht wird [26]. Daher stellt die hier verwendete Versuchsanordnung eine derzeit für in vitro-Untersuchungen etablierte Möglichkeit dar, unter dynamischen Bedingungen das Kniegelenk zu untersuchen.

Dennoch müssen für diese leichenexperimentelle Untersuchung grundsätzlich bestehende methodologische Einschränkungen eingeräumt werden. So wird durch die horizontale Versuchsanordnung keine axiale Gewichtskraftbelastung simuliert, wie sie beim Gang des Menschen auftritt. Dies hat zur Folge, dass durch die durchgeführte Resektion des VKB mögliche Phänomene vor allem im Hinblick auf eine anteriore Instabilität übersehen werden können [16]. Weiterhin wurden bei der vorliegenden Studie lediglich verschiedene Modifikationen eines

Prothesensystems (Genesis II, Smith & Nephew Deutschland GmbH) untersucht, sodass ein direkter Vergleich mit einem physiologischen Leichenkniegelenk oder einem anderen Prothesensystem fehlt. Hier sei allerdings darauf verwiesen, dass die gleiche und weitere vergleichbare Versuchsanordnungen von einigen weiteren Studien genutzt wurden um physiologische Leichenkniegelenke und Leichenkniegelenke mit diversen Prothesensystemen experimentell zu untersuchen [12, 81-89, 108-110].

Eine weitere Einschränkung ist neben der relativ kleinen Anzahl der untersuchten Kniegelenke ebenfalls gegeben durch eine Vielzahl möglicher individueller Variablen. Diese Variablen reichen von operativ entstandenen Unterschieden bis hin zu Unterschieden in der jeweiligen Anatomie der Leichenknie. So können sich interindividuelle Variationen für beispielsweise Form und Dicke der Patella, Ausprägung des posterioren Slopes, Größe der Radien der Femurkondylen, Ausprägung der kniegelenksübergreifenden Muskulatur sowie Stärke und Ansatzlokalisierung der gelenkstabilisierenden Bänder ergeben. Diese interindividuellen, nicht zu kontrollierenden Variationen können zu unterschiedlichem Verhalten der Kniegelenkkinematik führen [68] und so zum Teil voneinander abweichende Messergebnisse erklären. Weiterhin müssen bei der Diskussion mögliche Einschränkungen aufgrund der in vitro-Bedingungen bedacht werden, die zahlreiche Ursachen haben können wie beispielsweise Einschränkungen durch veränderte Gewebeeigenschaften in vivo.

Auch für den patellofemoral angebrachten Sensor muss ein möglicher Sensibilitätsverlust im Laufe der Datenerhebung berücksichtigt werden. Daher wurde die Sensorfolie stets nur für die Messreihe an einem Kniegelenk angebracht. Ein Wechsel während einer solchen Messreihe hätte einen Vergleich der gewonnenen Daten nicht mehr zugelassen. Außerdem muss im Vergleich mit anderen experimentellen Untersuchungen berücksichtigt werden, welcher Sensor verwendet wurde. So konnte Harris et al. für den in der vorliegenden Studie verwendeten Sensor (Tekscan K-Scan) gegenüber ebenfalls gängigen Sensorfolien (Fuji Photo Film) insbesondere für dynamische Messungen der Kontaktfläche deutliche Vorteile aufzeigen [42, 71, 113], da letztere durch eine niedrigere Empfindlichkeit zwischen 11 bis 36 % niedrigere Druckwerte messen [42].

### 4.2 Diskussion der Ergebnisse der mittleren patellofemorale Druckmessung

Der patellofemorale Kontaktdruck ist für die experimentellen Untersuchungen der mit einer KTEP versorgten Kniegelenke insofern von besonderem Interesse, als ein erhöhter Patellofemoraldruck im Verdacht steht, Auslöser des vorderen Knieschmerzes zu sein [12, 32, 35, 70, 108].

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen große Übereinstimmungen für das patellofemorale Druckverhalten mit den Ergebnissen weiterer Untersuchungen des Patellofemoraldruckes an physiologischen Kniegelenken [12, 70, 82, 84, 108], wobei eine starke Abhängigkeit des Kontaktdruckes vom Knieflexionswinkel besteht. Ostermeier et al. untersuchten mit dem gleichen Versuchsaufbau nativ belassene Leichenkniegelenke und berichten für diese ein patellofemorales Druckverhalten, das in Bezug auf den Verlauf und die absolute Wertigkeit große Ähnlichkeit mit dem in der vorliegenden Studie gemessenen Druckverhalten der PS-Kniegelenke zeigt. So ließen sich beispielsweise maximale Druckwerte von 4,5 MPa bei 114° Flexion für physiologische Kniegelenke nachweisen [82], verglichen mit einem Maximum von 4,59 MPa bei 111° bei den in dieser Studie untersuchten mit kreuzbandersetzendem Prothesensystem versorgten Kniegelenken. Diese großen Übereinstimmungen lassen sich über die gesamte Extensionsbewegung beobachten. Die PS-Kniegelenke zeigten in der vorliegenden Studie gegenüber allen anderen Kniegelenken deutlich niedrigere patellofemorale Kontaktdrücke, sodass für diese Kniegelenke von einer deutlichen patellofemorale Kontaktdruckerhöhung gegenüber einem physiologischen Knie ausgegangen werden kann.

Dies steht im Konsens mit der gegenwärtig in der Literatur vorherrschenden Auffassung, dass eine KTEP zu einer Erhöhung des Druckes im patellofemorale Kompartiment führt [32, 33, 70, 108]. Im direkten Vergleich zeigten bislang allerdings lediglich Prothesensysteme mit Patellarrückflächenersatz signifikant erhöhte patellofemorale Kontaktdrücke [70, 108]. In einer umfassenden Studie entwickelten D'Lima et al. computergestützt ein komplexes Kniegelenkmodell und konnten einen entscheidenden Beitrag für eine patellofemorale Druckminderung einem physiologischen „roll-back“ im Sinne einer stabilen AP-Translation zuweisen, während ein paradoxes

Translationsverhalten zu einer Druckerhöhung führt [20]. So könnte ein verbessertes „roll-back“ im Sinne einer AP-Stabilisierung, die für PS-Prothesensysteme durch in vitro- und fluoroskopischen Studien aufgezeigt werden konnte [5, 7, 20, 23, 24, 119, 122], als Erklärung für das deutlich physiologischere patellofemorale Kontaktdruckverhalten dienen [20].

Das in der vorliegenden Studie nachgewiesene Kontaktdruckverhalten der höher konformen DD-Gleitlager zeigt keine überzeugenden Vorteile im Sinne einer Drucksenkung. Zwar konnte nach HKB Resektion der Trend für eine Druckminderung gegenüber den mit CR 11-Gleitlager versorgten kreuzbandlosen Kniegelenken beobachtet werden, aber es wurde bei weitem nicht der Effekt erreicht, wie er bei den PS-Kniegelenken zu beobachten war.

In Bezug auf die Höhe des PE-Inlays ließ sich durch eine Minderung der Gleitlagerhöhe allenfalls im Bereich des Gehens ein den Patellofemoraldruck senkender Effekt nachweisen. Dem gegenüber stehen allerdings Einbußen im Hinblick auf die Gelenkstabilität durch verringerte Spannung der ligamentären Strukturen [37], sodass eine Höhenreduktion gegenüber der PE-Inlayhöhe, auf die die implantierte KTEP ausgelegt ist, keine Vorteile aufweist.

Betrachtungen nach rein physikalischem Verständnis von Druck als Kräfteinwirkung pro Fläche zeigen ein während der Flexion nicht linear umgekehrt proportionales Verhalten von patellofemoralem Druck und Kontaktfläche [12, 70]. Dies liegt darin begründet, dass durch sich ändernde Hebelarme während der Bewegung die einwirkende Kraft große Veränderungen aufweist. Mit einer Verstärkung dieses Phänomens muss in vivo gerechnet werden, da hier die ebenfalls stark vom jeweiligen Hebelarm abhängige Gewichtskraft hinzukommt. Eine weitere Erklärung liefert die patellofemorale Anatomie, die in Abhängigkeit vom Knieflexionswinkel zu einer nicht linearen Veränderung der patellofemorale Kontaktfläche führt [27, 70, 97, 115]. Der in der vorliegenden Studie für den Kontaktdruck vorgefundene schwach abfallende Kurvenverlauf für alle Kniegelenke, insbesondere für die PS-Gruppe, spricht dafür, dass auch in endoprothetisch versorgten Kniegelenken eine mit der Flexion zunehmende patellofemorale Kontaktfläche verhindert, dass große Sprünge oder Schwankungen für den Patellofemoraldruck entstehen.

Insgesamt legen bisherige Untersuchungen den Forschungsschwerpunkt in Bezug auf die patellofemorale Kontaktfläche auf ein optimiertes patellares

Gleitverhalten, sodass eine ausgeglichene Druckbelastung von medialer und lateraler Patellafacette erreicht wird und so über eine physiologischere Patellakinematik zur Reduktion des Kontaktdruckes führt [3, 20, 31, 81, 84, 115]. Dabei spielt in der Knieendoprothetik eine rotationsgerechte Implantation von Femur- und Tibiakomponente eine wichtige Rolle [3, 95].

### 4.3 Diskussion der Ergebnisse der patellofemorale Spitzendruckmessung

Eng verbunden mit den Ergebnissen für den mittleren patellofemorale Kontaktdruck sind die in der vorliegenden Studie gefundenen Ergebnisse für den patellofemorale Spitzendruck. So zeigt sich auch hier eine starke Abhängigkeit des patellofemorale Spitzendruckes vom Knieflexionswinkel mit maximalen Druckwerten von  $90^\circ$  bis  $110^\circ$ , was gut in das klinische Bild des vorderen Knieschmerzes mit Schmerzen, die insbesondere bei tiefer Flexion auftreten [12], passt. Es zeigen sich vergleichbare Ergebnisse gegenüber in vitro-Untersuchungen mit ähnlichem Versuchsaufbau, wobei verschiedene Drucklevel zu beobachten sind [108], während der Verlauf qualitativ große Übereinstimmung zeigt. Eine mögliche Erklärung ist der Tatsache beizumessen, dass Stukenborg-Colsman et al. eine andere KTEP implantierten („Interax ISA“, Stryker/ Howmedica/ Osteonics, Limerick, Irland). Dennoch wiesen Stukenborg-Colsman mit ihrer Studie patellofemorale Spitzendruckwerte für physiologische Leichenkniegelenke nach, die deutlich unter denen liegen, die in der vorliegenden Studie gemessen wurden [108].

In der Literatur finden sich Untersuchungen, die für physiologische Kniegelenke patellofemorale Drücke beschreiben, die stets unter 10 MPa liegen und das auch in dieser Studie auffindbare charakteristische Druckverhalten bei zunehmender Flexion zeigen [52]. Im Hinblick auf eine mögliche Prophylaxe von vorderem Knieschmerz und patellofemorale Knorpelschäden sollten patellofemorale Spitzendrücke demnach im physiologischen Bereich unter 10 MPa liegen [14, 52, 108]. Die in der vorliegenden Studie gefundenen Spitzendrücke zeigen im Bereich maximaler Werte von  $90^\circ$  bis  $120^\circ$  Drücke, die unter diesem Grenzwert für die Maximalbelastung des humanen Knorpels liegen. Dennoch zeichnet sich hier eine Substitution des HKB im Sinne einer

PS-KTEP durch deutliche Spitzendruckreduktion von durchschnittlich 1 MPa gegenüber allen das HKB erhaltenden Prothesendesigns aus.

HKB resezierte Kniegelenke, welche mit einer DD-Gleitlager versorgt wurden, zeigten hingegen nur eine Tendenz zu niedrigeren Spitzendrücken, welche aber durch die statistische Analyse nicht belegt werden konnten. Als Erklärungsmöglichkeit für die Senkung der patellofemorale Spitzendrücke dient wie für den mittleren patellofemorale Kontaktdruck auch ein physiologischeres Translationsverhalten, das sekundär zu einer physiologischeren Patellakinematik mit entsprechend niedrigeren Kontaktdrücken führt [20].

### 4.4 Diskussion der Ergebnisse der Quadricepszugkraftmessung

Die Ergebnisse für die Quadricepszugkraftmessung zeigen für alle Kniegelenke einen in früheren Studien beschriebenen typischen sinusförmigen Verlauf der Quadricepskraft während der Extensionsbewegung sowohl für physiologische als auch künstliche Kniegelenke [80, 85, 86, 109, 110].

Im Hinblick auf die Quadricepskraft zeigt sich lediglich für die mit einem PS-Gleitlager ausgestatteten Leichenkniegelenke eine aufgebrachte Muskelkraft, die in den Bereich langt, der bei ähnlichem Versuchsaufbau für physiologische Kniegelenke gemessen wurde [85, 86, 109, 110]. Das bei physiologischen Kniegelenken beobachtete Maximum wurde wiederholt im Bereich um 1300 N bei 110° Flexion gemessen. Hier zeigen die in der vorliegenden Studie untersuchten PS-Kniegelenke einen höheren Muskelaufwand, der allerdings noch deutlich unter dem der übrigen untersuchten Kniegelenke liegt. Im Bereich des Gehens scheinen sich das Quadricepskraftverhalten aller untersuchten Kniegelenke an die Kraftcharakteristik physiologischer Kniegelenke anzugleichen. Eine solche Beobachtung konnten auch Ostermeier et al. für mit einer „Interax ISA“-KTEP versorgte Kniegelenke im direkten Vergleich mit physiologischen Kniegelenken machen [85]. Dieser Kraftverlauf lässt sich über den Roll-Gleitvorgang während der Flexion erklären. Den Roll-Vorgang bei geringen Flexionsgraden bis 30° scheinen die künstlich versorgten Kniegelenke adäquat umsetzen zu können, während die sich anschließende

anteroposteriore Translation Probleme zu bereiten scheint. Dieses Phänomen konnte bereits durch viele Untersuchungen belegt werden und ist bekannt als sogenanntes paradoxes Gleiten von posterior nach anterior [7, 21-24, 41, 47, 104, 106, 107, 119, 122]. Das paradoxe Gleiten führt im Gegensatz zur physiologischen AP-Translation zu einem verkleinerten Hebelarm und somit zu einem uneffizienteren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps [20, 22, 24, 85, 109]. Dies bedeutet für den Kraftaufwand des M. quadriceps zwangsläufig eine Erhöhung, die im Bereich höherer Flexionswinkel besonders stark ausgeprägt ist [125].

Da muskuläre Insuffizienz oder Überlastung des M. quadriceps ebenfalls als Mitverursacher des vorderen Knieschmerzes und erschwelter Rehabilitation nach Implantation einer KTEP diskutiert werden [26, 85], kann die Quadricepszugkraft als erhobener Parameter in der vorliegenden Untersuchung Hinweise auf das Ausmaß einer unphysiologischen Kinematik des Knies nach Implantation einer KTEP liefern. Dabei schneiden die PS-Kniegelenke noch verhältnismäßig gut ab, während insbesondere die Kniegelenke, deren HKB reseziert wurde überdurchschnittlich schlechte mechanische Wirkungsgrade aufweisen. Dieses Phänomen war unabhängig von der Konformität des PE-Gleitlagers zu beobachten. Zwar zeigten die DD-Gleitlager im Vergleich mit den weniger konformen CR-Gleitlagern nach der HKB Resektion einen tendenziell positiven Effekt hin zu günstigeren Wirkungsgraden, allerdings verfehlte diese Tendenz eine Signifikanz deutlich.

Somit bestätigt sich die dem HKB zugesprochene wichtige Funktion als Stabilisator der AP-Translation beim Kniegelenkersatz, wobei die Autoren der entsprechenden Untersuchungen auf eine dafür nötige Unversehrtheit und ausgeglichene Spannung des HKB hinweisen [20, 24, 69, 98].

Dass die Kniegelenke, die in der vorliegenden Studie mit einem niedrigeren PE-Inlay („CR 9“) versorgt wurden, ebenfalls einen ungünstigen mechanischen Wirkungsgrad zeigen, unterstützt diese Auffassung. Somit könnte die Höhenminderung von 2 mm einen zusätzlichen Bewegungsspielraum [7] während der Flexion nach anterior bewirken, sodass das HKB nicht mehr suffizient das Kniegelenk in der Bewegung stabilisieren kann und so zur Erhöhung der aufzubringenden Quadricepskraft führt. Im Bereich des Gehens hingegen scheint die Höhenminderung keine nachteiligen Effekte mit sich zu

bringen, was dafür spricht, dass extensionsnah weniger das HKB als vielmehr das ohnehin bei allen Knieprothesen resezierte VKB die tibiofemorale Bewegung limitiert. Bei reseziertem VKB und dem zusätzlichen Bewegungsspielraum könnte der tibiofemorale Kontaktpunkt daher besonders weit posterior liegen [22-24, 104-107], was den Hebelarm des M. quadriceps vergrößert und so den extensionsnah signifikant niedrigeren Muskelaufwand der mit 9 mm hohem Inlay versorgten Kniegelenke erklären könnte.

### 4.5 Diskussion der Ergebnisse der Kraftangriffspunktmessung

Für einen Vergleich der Ergebnisse der Kraftangriffspunktmessung mit anderen patellofemorale in vitro-Untersuchungen liefert die Literatur bislang nur wenige Studien, die zudem nur bedingt einen direkten Vergleich zulassen [83, 84]. Im Gegensatz dazu besteht eine Vielzahl an Untersuchungen der Patellabewegungen selbst, die häufig mit einer auf Ultraschallsignalen basierenden Technik (beispielsweise CMS 100®, Zebris) eine Bewegungsanalyse der Patella durchführten [82, 84, 88, 89, 117].

Für die Diskussion der Ergebnisse der Kraftangriffspunkte, die als patellofemorale Druckzentren zu verstehen sind, sollen im Folgenden für das Verständnis wichtige Einflussgrößen der Patellakinematik erläutert werden:

So stellt die patellofemorale Anatomie im physiologischen Kniegelenk eine wesentliche Einflussgröße dar. Bei normaler Anatomie und intaktem Bandapparat wird die Bewegung der Patella im physiologischen Kniegelenk einerseits durch die valgische Ausrichtung von  $5^\circ$  bis  $7^\circ$  der trochlearen, nach distal tieferen Gleitrinne, andererseits durch die breitere und höhere laterale Gelenkfläche der Trochlea vorgegeben [3, 14, 20, 81]. Mittlerweile versuchen Knieprothesensysteme zunehmend dieser differenzierten asymmetrischen Anatomie der Femurkondylen gerecht zu werden [8, 115]. Dennoch führt dabei eine fehlrotierte Implantation der Femur- oder Tibiakomponente in der Endoprothetik gehäuft zu einer unphysiologischen Patellakinematik [3, 95]. Das in der vorliegenden Studie verwendete Prothesensystem „Genesis II“ (Smith & Nephew Deutschland GmbH) versucht die differenzierte Anatomie der femoralen Trochlea umzusetzen [89], sodass der patellare Lauf durch eine

modifizierte Gleitrinne stabilisiert werden soll. Dabei soll eine physiologische Bewegung der Patella von 120° bis in die Extension von schräg distal medial nach proximal lateral erfolgen. Allerdings konnten Barink et al. zeigen, dass eine lineare Beschreibung des trochlearen Verlaufs der differenzierten Anatomie der Trochlea nicht gerecht wird. So konnte nur für den distalen Teil der Trochlea der oben genannte Verlauf gefunden werden, für den proximalen Teil zeigte sich eine geänderte Verlaufsrichtung der Trochlea nach medial [8]. Im Vergleich zu physiologischen Kniegelenken und einem anderen Prothesensystem (Interax) konnte für die Patellaposition bei „Genesis II“ – KTEP in vitro eine „Über“-Medialisierung beobachtet werden [89]. Allerdings scheinen die meisten Prothesensysteme nach der Implantation der Femurkomponente eine medialisierte Position der Trochlea hervorzurufen [73], die als Gleitlager der Patella somit eine Medialisierung der Patella verursacht. Für diese „Über“-Medialisierung liefern verschiedene Autoren zahlreiche mögliche Erklärungen:

Zum einen könnte insbesondere das patellofemorale Design selbst zu einer Überkorrektur im Sinne einer Medialisierung führen. So kann eine Femurkomponente mit gleichgroßer medialer und lateraler Kondyle die physiologischen Gegebenheiten des Kniegelenks mit einem kleineren lateralen Femurkondylus nur unzureichend wiederherstellen [73], insbesondere bei rotatorisch fehlimplantierter Femurkomponente [95]. Zum anderen könnte eine erhöhte Verkippung nach posterior („Posteriorer Slope“) zu einer veränderten Bänderspannung führen, was ebenfalls Auswirkungen auf das patellare Verhalten hat [3, 20, 89]. Außerdem kann durch das „Soft tissue balancing“ eine Medialisierung hervorgerufen werden, beispielsweise durch ein laterales Release [84].

Als weitere wichtige Einflussgröße für eine physiologische Patellakinematik muss die AP-Stabilität des Kniegelenks gewertet werden [20]. Hierbei spielt das paradoxe AP-Verhalten für eine unphysiologische Patellakinematik eine zentrale Rolle. Durch den unterschiedlichen anatomischen Bau des medialen und lateralen Kompartiments und die Resektion des VKB findet sich dabei vor allem für die mediale Femurkondyle ein unphysiologisches Gleitverhalten [24]. Victor et al. konnten in einer klinisch fluoroskopischen Untersuchung für Patienten mit einer das HKB erhaltenden CR-KTEP zeigen, dass die mediale

Femurkondyle während der Extension deutlich nach anterior statt nach posterior wanderte, während die laterale Femurkondyle ein Wandern nach posterior zeigte, auch wenn dies mit 2 mm eine deutliche nach anterior verlagerte Position gegenüber einer physiologischen AP-Translation darstellt [119]. Physiologische Kniegelenke zeigten im Experiment eine AP-Translation von 6 mm für die mediale und bis zu 20 mm für die laterale Femurkondyle [53]. Weitere Autoren berichten von einer weiter anterior liegenden medialen Femurkondyle bei kreuzbanderhaltenden Prothesen, während die laterale Kondyle deutlich größere Strecken zurücklegte und führen diese AP-Instabilität auf das Fehlen des VKB zurück [22, 24, 41, 105, 106].

Da in der vorliegenden Studie kein direkter Vergleich der endoprothetisch versorgten Kniegelenke mit physiologischen Kniegelenken durchgeführt wurde, sollte die in früheren Studien gefundene [89] und möglicherweise auch in der vorliegenden Untersuchung aufgetretene medialisierte Position der Patella bei einer „Genesis II“-KTEP berücksichtigt werden. Theoretisch wirkt dieser Medialisierung wiederum eine Lateralisierungstendenz der Patella entgegen. So konnten mehrere Autoren bei Kniegelenken ohne VKB eine signifikant lateralisierte Position der Patella nachweisen [49, 117].

### 4.5.1 Diskussion der Ergebnisse der longitudinalen COF-Messung

In der Literatur finden sich bislang keine Veröffentlichungen über patellofemorale Kraftangriffspunkte für die Longitudinalachse. Dem gegenüber steht eine Vielzahl an Untersuchungen der patellofemorale Kontaktfläche und der Bewegungen der Patella selbst, wobei auch hier im Verhältnis zur Analyse der Transversalbewegungen eine geringere Anzahl an Studien die Bewegungen der Patella in der Longitudinalachse untersucht.

Während der Flexion wandert die Patella im trochlearen Gleitlager nach inferior [20, 49, 78, 97]. Die femorale Trochlea selbst ist nach distal vertieft, sodass MRT-Untersuchungen einen Flexionswinkel von 45° angeben, ab dem die Patella komplett in der Trochlea läuft und so für höhere Flexionsgrade relativ wenig Bewegungsraum und somit eine gesicherte Kontaktfläche aufweist [97].

In einer Bewegungsanalyse verglichen Ostermeier et al. in einem der vorliegenden Studie ähnlichem Versuchsaufbau die Longitudinalbewegung der Patella in physiologischen und mit einer KTEP versorgten Leichenkniegelenken [81]. Es zeigte sich eine Longitudinalbewegung der Patella, die zu Beginn der Extension eine kurze Strecke nach distal und dann bis zur vollen Extension kontinuierlich nach proximal wanderte [81]. Ein solches longitudinales Bewegungsmuster konnte in der vorliegenden Studie für die Lokalisation der patellofemorale Kraftangriffspunkte und somit für das patellofemorale Druckzentrum beobachtet werden. Ebenfalls in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit berichteten Heegaard et al. in einer mithilfe einer Computersimulation durchgeführten Bewegungsanalyse der Patella von einer patellofemorale Kontaktfläche, die von distal nach extensionsnah proximal wandert [45], was durch Argenson et al. in einer fluoroskopischen Untersuchung bestätigt wurde [4], während andere Studien einen gegensätzlichen Verlauf fanden [52, 117]. Die patellofemorale Kontaktfläche könnte also die Gesamtbewegung der Patella mitverfolgen.

Allerdings wurde für endoprothetisch versorgte Kniegelenke im Vergleich zu physiologischen Kniegelenken je nach Studie eine ähnliche, lediglich in großer Flexion proximalisierte [65] oder eine distalisierte patellofemorale Kontaktfläche und ein reduziertes Wandern der Patella nach proximal berichtet [104], wofür die Autoren entweder die durch Knochenresektion veränderte Gelenklinie oder aber ein zu hohes PE-Gleitlager verantwortlich machten [65, 81]. In diesem Zusammenhang zeigte der in der vorliegenden Studie durchgeführte Vergleich von 9 mm hohem und 11 mm hohem CR-Gleitlager allerdings nur von 0° bis 70° Flexion eine proximalere Lage des COF des höheren Gleitlagers. Die durch Knochenresektion veränderte Gelenklinie hingegen könnte als Erklärung für die insgesamt doch recht distale Startposition der COF-Messung bei allen untersuchten Kniegelenken dienen und zudem die von Stiehl et al. berichtete Distalisierung belegen [104].

Die vorliegende Studie konnte für das Longitudinalverhalten der Kraftangriffspunkte bei den verschiedenen Gleitlagermodifikationen keine statistisch aussagekräftigen Ergebnisse finden. Es zeigt sich lediglich für die Gruppe der PS-Kniegelenke ein qualitativ anderer Verlauf im Vergleich zu den recht homogen verlaufenden COF der anderen Kniegelenke. Dabei wird die

proximalere Position der kreuzbandersetzenden PS-Knieprothesen nur bei 120° Flexion signifikant. Auch Leszko et al. konnten für mit PS-Inlays versorgte Kniegelenke im Vergleich zu mit CR-Inlays versorgten Kniegelenken eine tendenziell proximalisierte patellofemorale Kinematik feststellen, was insgesamt allerdings ebenso eine Signifikanz verfehlte. Dennoch könnte die tendenziell proximalere Position des patellofemorale Kraftangriffspunktes bei PS-Kniegelenken als Hinweis auf eine physiologischere Kniegelenkkinematik gedeutet werden.

### 4.5.2 Diskussion der Ergebnisse der transversalen COF-Messung

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie zeigen für das Transversalverhalten des patellofemorale Druckzentrums ein dem Transversalverhalten natürlicher Kniegelenke ähnliches Bewegungsmuster, das mit zunehmender Extension eine Bewegung nach lateral aufweist, während im Bereich großer Flexionsgrade eine Medialisierung zu beobachten ist [52, 84]. Dies lässt sich anhand des trochlear vorgegebenen Verlaufs der patellofemorale Gleitrinne gut nachvollziehen.

Allerdings zeigten Ostermeier et al., dass die Lateralbewegung bei physiologischen Kniegelenken erst bei 60° Flexion einsetzt [84], während sich in der vorliegenden Studie die Lateralbewegung je nach getestetem PE-Gleitlager bereits zwischen 80° bis 110° Flexion zeigte und somit eine reduzierte Bewegung nach medial beobachtet werden konnte.

Für eine weiteres Erörtern der in dieser Studie erzielten COF-Ergebnisse müssen Studien herangezogen werden, die die Bewegung der Patella selbst untersuchten [82, 84, 88, 89], wobei lediglich Ostermeier et al. beide Untersuchungsmethoden zusammen durchführten [84]. Insgesamt lassen sich weitestgehend Übereinstimmungen von Bewegung der Patella und der Bewegung des patellofemorale Druckzentrums beobachten. Verschiedene Untersuchungen der transversalen Patellakinematik zeigten bei physiologischen Kniegelenken während der Extensionsbewegung bei insgesamt lateralisierter Startposition eine Bewegung nach medial, ab mittleren Flexionsgraden nach lateral und extensionsnah wieder nach medial [3, 81, 84, 89]. Dies steht qualitativ in Übereinstimmung mit dem patellofemorale Transversalverhalten

des COF der in dieser Studie getesteten Kniegelenke. Allerdings wird auch hier eingeräumt, dass die Patella bei physiologischen Kniegelenken erst deutlich später eine Lateralbewegung aufweist [81].

Ostermeier et al. untersuchten zudem Kniegelenke mit bikompartimentellen Knie totalendoprothesen, deren Patellae sich - in Übereinstimmung mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie - deutlich weniger nach medial und verfrüht nach lateral bewegten [81]. Diese quantitative Abweichung der Patellakinematik bei endoprothetisch versorgten Kniegelenken von der physiologischen Patellakinematik lässt sich möglicherweise durch die oben erläuterte „Über“-Medialisierung, insbesondere bei der hier verwendeten „Genesis II“-KTEP, erklären. So könnte eine medialisierte Position der Patella bei einem künstlichen Kniegelenk Ursache dafür sein, dass die zu Beginn der Extensionsbewegung übliche Medialbewegung bereits früher limitiert wird und in eine Lateralbewegung übergeht. Als weitere Ursache ist ebenso eine Implantation der Femur- oder Tibiakomponente in Innenrotationsfehlstellung denkbar [95]. Eine Lateralisierungstendenz der Patella als Folge der Resektion des VKB ist ebenso denkbar [49, 117].

Die sowohl in physiologischen Kniegelenken als auch in der vorliegenden Studie beobachtete laterale Startposition von Patella und patellofemoralem Kraftangriffspunkt zu Beginn der Extensionsbewegung [81, 84] lässt sich durch die asymmetrisch, im Verhältnis zum Tibiazentrum proximal nach lateral versetzte patellofemorale Gleitrinne der physiologischen Kniegelenks erklären, was die Femurkomponente der „Genesis II“-KTEP ebenfalls berücksichtigt.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass eine von der physiologischen Patellaposition abweichende Position der Patella nach medial oder lateral zu einem veränderten Sagittalverhalten der Patella im Sinne eines Tilting und somit zu veränderten patellofemorale Drücken führt [117]. Dabei führte eine medialisierte Position der Patella zu einem innenrotatorischen Moment und so zu medialisierten patellofemorale Drücken, die im Bereich großer Flexionsgrade erhöht waren. Eine lateralisierte Position der Patella, welche bei instabilen Kniegelenken aufzufinden war, führte hingegen zu einem außenrotatorischen Moment, welches lateralisierte und ebenfalls im Bereich großer Flexion erhöhte patellofemorale Drücke bedingte [84, 89]. Mehrere

Autoren wiesen in ihren Studien als Ursache eines Lateralshifting und -tilting die Resektion des VKB nach [49, 117]. Somit scheinen unphysiologische Positionen der Patella als Folge einer gestörten AP-Translation über ein unphysiologisches Tilting der Patella vor allem im Bereich großer Flexion erhöhte patellofemorale Kontaktdrücke durch eine reduzierte Kontaktfläche mit zu bedingen, was gut in das klinische Bild des vorderen Knieschmerzes passt [81, 84].

In Übereinstimmung damit zeigte die vorliegende Studie für die Kniegelenke, welche mit einem – dem tibialen Resektionsniveau nach - zu niedrigen CR 9–Gleitlager versorgt wurden und somit tendenziell instabil waren, einen Trend zu weiter lateral gelegenen Kraftangriffspunkten, auch wenn dies nicht zu erhöhten patellofemorale Kontaktdrücken führte. Durch die Verwendung eines relativ zur Knochenresektion zu kleinen PE-Gleitlagers könnte so eine unphysiologische Patellakinematik dauerhaft zu einer Schmerzproblematik führen.

Die auffällige statistisch aber nicht belegte medialisierte Position des COF der PS-Kniegelenke ließe sich abermals über das verbesserte AP-Verhalten während der Flexion erklären. Während bei CR-Kniegelenken die laterale Femurkondyle in mehreren fluoroskopischen Untersuchungen trotz Resektion des VKB zu einem abgeschwächten Wandern in die richtige Richtung befähigt zu sein schien, glitt die mediale Kondyle deutlich nach anterior [4, 22, 41, 105, 106, 119]. Künstliche Kniegelenke deren HKB substituiert wurde, zeigten hingegen für beide Femurkondylen eine Bewegung nach posterior, die im direkten Vergleich zu den CR-Kniegelenken lateral 8 mm und medial 7 mm weiter posterior lagen [119]. Das paradoxe Gleiten nach anterior bei HKB erhaltenden Prothesen imponiert insbesondere medial [22, 24, 105, 106, 119] und könnte so auch die Patella nach lateral „verdrängen“.

Das nach Resektion des VKB signifikant erhöhte Lateralshifting [49, 117], kann zum Kontakt der Patella mit der lateralen knöchernen Begrenzung der Trochlea führen, was zu einem medialen Tilting der Patella führt [76]. Das bei PS-Kniegelenken erzwungene „roll-back“ scheint dies zu verhindern durch eine Stabilisierung, insbesondere der mehr rollenden als gleitenden medialen Femurkondyle, und könnte somit die im Verhältnis zu den anderen untersuchten Kniegelenken medialisierte Lokalisation des COF erklären.

Dennoch erreicht auch die bei HKB substituierten Kniegelenken gefundene AP-Translation bislang nicht das Ausmaß eines physiologischen Kniegelenks [22, 53, 79, 105]. Durch die Tendenz zu einer Medialisierung des patellofemorale Druckes könnte eine Entlastung der bereits im physiologischen Knie mehr belasteten lateralen Patellafacette erreicht werden [3, 20, 45, 84, 93, 97], was in der vorliegenden Studie durch signifikant reduzierte patellofemorale Kontaktdrücke für die PS-Kniegelenke bekräftigt wird.

Für die weiteren untersuchten Gleitlagermodifikationen konnte kein derartiger Trend gefunden werden. Hinsichtlich der Patellakinematik scheint ein höher konformes PE-Gleitlager („deep dished“) selbst nach Resektion des HKB nicht zu einer physiologischen medialeren Patellakinematik zu führen.

### 4.6 Zusammenfassung und Schlussfolgerung

Mit der vorliegenden leichenexperimentellen Studie sollte mithilfe verschiedener biomechanischer Parameter die Fragestellung untersucht werden, inwiefern der intrinsische Stabilisierungsgrad verschiedener PE-Inlays und der Zustand des HKB Einfluss auf patellofemorale Kontaktdruckcharakteristika und Quadricepszugkraft nehmen. Daraus sollten im Hinblick auf die in der Knie totalendoprothetik bestehende Problematik des vorderen Knieschmerzes mögliche Rückschlüsse gezogen und die derzeit in der Klinik praktizierten Applikationen der unterschiedlichen Prothesendesigns überprüft werden.

Dabei zeigte sich für alle erhobenen Parameter ein deutlich physiologischeres kinematisches Verhalten der Kniegelenke, die mit einer „Genesis II“-KTEP mit einem das HKB ersetzende PS-Gleitlager versorgt waren im Vergleich mit allen anderen getesteten „Genesis II“-Knien. Dieses physiologischeres Verhalten aller beobachteten Parameter bei den PS-Kniegelenken lässt sich vermutlich auf einen entscheidenden Faktor, das physiologischeres „roll-back“, zurückführen: Viele Studien, insbesondere fluoroskopische Untersuchungen, konnten für Prothesen, welche das HKB ersetzen im Vergleich zu HKB erhaltenden Prothesen ein physiologischeres AP-Verhalten während der Flexion

nachweisen [5, 7, 20-24, 119, 122]. Dies erklärt sich durch ein Erzwingen des „roll-backs“ durch den interkondylären Zapfen des PS-Geitlagers [22, 24].

In der Literatur finden sich neben den zahlreichen fluoroskopischen Studien, [5, 7, 20-22, 24, 47, 119, 122], derzeit kaum experimentelle Studien, welche CR- mit PS-Kniegelenken vergleichen. Nicholls et al. fanden in einem in vitro-Experiment im Vergleich für PS-Kniegelenke deutlich reduzierte tibiofemorale Kräfte und führten diese ebenfalls auf ein reproduzierbareres „roll-back“ durch eine bessere AP-Stabilität zurück [79]. Als mögliche Erklärung für das paradoxe Gleiten bei Prothesendesigns, welche das HKB nicht ersetzen, wiesen die Autoren auf die tibiale Anatomie hin. So weist das natürliche Kniegelenk ein lateral konvexes Tibiaplateau auf [48], wohingegen die meisten Prothesensysteme ein konkaves PE-Gleitlager applizieren. Durch die konkave Form muss der tibiofemorale Kontaktpunkt bei der Flexion „bergauf“ wandern [48], was möglicherweise zu einer Überspannung des HKB und so zum paradoxen Wandern nach anterior führen könnte [79]. Auch Dennis et. al führen das Gleiten nach anterior auf ein insuffizientes HKB zurück [22]. Allerdings kann eine vollkommene Wiederherstellung der natürlichen AP-Translation auch durch ein PS-Prothesensystem nicht erzielt werden [7, 22-24, 116, 122].

Im natürlichen Kniegelenk wird durch das Wandern des tibiofemorale Kontaktpunktes nach posterior während der Flexion der Hebelarm des M. quadriceps groß gehalten, sodass auch in hohen Flexionsgraden ein günstiger Wirkungsgrad erreicht wird [14, 20, 22, 24]. Das paradoxe Gleiten nach anterior bei den HKB erhaltenden oder HKB resezierten Kniegelenken hingegen führt zur Verkleinerung des Hebelarms und somit zur Steigerung der zur Bewegung notwendigen Muskelkraft [22, 24]. Eine daraus resultierende schnellere Ermüdung und Überlastung des M. quadriceps wird in der Literatur als Mitverursacher des vorderen Knieschmerzes nach Implantation einer KTEP diskutiert [26, 85] und wäre somit bei PS-Kniegelenken durch die bessere AP-Stabilität und daraus resultierend der physiologischeren Kinematik deutlich vermindert. Bei bestehender Problematik könnten hier Muskelaufbautraining oder auch Muskeldehnung zur Herabsetzung des Muskeltonuses mögliche therapeutischen Ansätze darstellen.

Die in der vorliegenden Studie gefundenen Ergebnisse belegen den günstigeren mechanischen Wirkungsgrad für die PS-Kniegelenke gegenüber

allen anderen Kniegelenken. Insgesamt war der Muskelaufwand dabei nur gegenüber HKB resezierten Kniegelenken unabhängig von der Konformität des applizierten PE-Inlays („flat“, „deep dished“) signifikant niedriger. Somit kann die Studienhypothese, dass PS-Prothesendesigns einen besseren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps aufweisen als DD-Gleitlager bei insuffizientem HKB, angenommen werden.

Der Vergleich der PS-Knie mit den CR-Kniegelenken („flat“ und „deep dished“) zeigte hingegen nur für Flexionswinkel ab 60° einen signifikant niedrigeren Muskelaufwand, der insgesamt aber eine Signifikanz verfehlte. Daher muss die Studienhypothese, dass der mechanische Wirkungsgrad des M. quadriceps bei mit PS-Design versorgten Kniegelenken günstiger ist als bei CR-Kniegelenken unabhängig von deren Konformität, verworfen werden.

Einige Studien berichten von einem engen Zusammenhang von tibiofemoraler und patellofemoraler Kinematik [4, 20, 49, 52, 66, 76, 104, 107, 117]. So lässt sich das gegenüber den PS-Kniegelenken tendenziell lateralisierte Verhalten der gemessenen Kraftangriffspunkte für die HKB erhaltenden oder resezierten Kniegelenke über eine verminderte AP-Stabilität erklären. Durch paradoxes Wandern gelangt insbesondere die mediale Femurkondyle nach anterior [4, 22, 24, 41, 105, 106, 119] und könnte so zu einem Verdrängen der Patella im Sinne eines Shifting nach lateral führen. Dieses Lateralshifting führt sekundär zum Kontakt der lateralen patellaren Gelenkfläche mit der knöchernen Begrenzung der Trochlea und bedingt so ein lateral gelegenes ungleichmäßiges Druckzentrum [117]. In der vorliegenden Studie zeigten insgesamt alle Kniegelenke eine gegenüber physiologischen Kniegelenken verminderte Bewegung nach medial [52, 84], die sich durch eine von Ostermeier et al. berichtete mögliche „Über-Medialisierung“ bei „Genesis II“-Kniegelenken [89] erklären ließe. Eine mögliche, in der vorliegenden Studie allerdings nur qualitativ nachzuweisende mediale Stabilisierung der HKB ersetzenden PS-Prothesensysteme könnte so einen zentralen Lauf der Patella im patellofemoralem Gleitlager sichern, wohingegen ein Verdrängen der Patella nach lateral durch ein medial betontes paradoxes Gleiten nach anterior zu einem Lateralshifting der Patella mit daraus folgendem Tilting der Patella nach medial führen könnte [76]. Dass kreuzbandersetzende Prothesendesigns im Vergleich zu kreuzbanderhaltenden Designs vor allem die mediale

Femurkondyle stabilisieren, belegen frühere Studien [7, 24, 119]. Ein vermehrt nach Implantation einer KTEP auftretendes Shifting und Tilting kann allerdings auch durch eine unkorrekte Ausrichtung der femoralen oder tibialen Komponente im Sinne einer Rotationsfehlstellung hervorgerufen sein [3, 95].

Weitere Untersuchungen konnten zeigen, dass durch unphysiologisches Tilting der Patella eine veränderte ungleichmäßige und insgesamt reduzierte Kontaktfläche zu erhöhten patellofemoralen Kontaktdrücken führt [81, 84].

Über diesen Zusammenhang ließen sich nun auch die gegenüber den PS-Kniegelenken signifikant erhöhten patellofemoralen Kontaktdrücke über ein unphysiologischeres AP-Translationsverhalten erklären. Für den mittleren patellofemoralen Kontakt- und Spitzendruck zeigten die mit PS-Inlay versorgten Kniegelenke sehr große qualitative und quantitative Übereinstimmungen mit dem patellofemoralen Druckverhalten physiologischer Leichenkniegelenke [12, 70, 82, 84, 108], die sich möglicherweise über einen zentrierten Lauf der Patella erklären lassen [72]. Qualitativ wiesen auch die HKB erhaltenden und die HKB resezierten Kniegelenke ein äquivalentes patellofemorales Druckverhalten auf, während die Drücke quantitativ deutlich erhöht, jedoch stets unter der in der Literatur mit 10 MPa angegebenen Belastungsgrenze des humanen Knorpels lagen [14, 52, 108]. Auch bei CR-Kniegelenken mit suffizientem HKB zeigte sich in der vorliegenden Studie für Gleitlager unabhängig von der Konformität des Inlays gegenüber den PS-Kniegelenken ein erhöhter patellofemorale Druck und Spitzendruck. Somit kann die Studienhypothese, dass kreuzbandersetzende PS-Gleitlager zu einem niedrigeren patellofemoralen Druck führen als kreuzbanderhaltende Gleitlager (CR) unabhängig von deren Konformität („flat“ und „deep dished“), angenommen werden.

Der starke Trend hin zu einem niedrigeren Patellofemoraldruck beim Vergleich von PS-Kniegelenken mit den HKB resezierten Knien, denen ein DD-Inlay appliziert wurde, verfehlte insgesamt eine Signifikanz. So muss die Studienhypothese, dass PS-Prothesendesigns einen niedrigeren patellofemoralen Druck aufweisen als Prothesendesigns mit DD-Inlay bei HKB Insuffizienz, verworfen werden.

In Bezug auf Studien, die in diesem Rahmen PS-Inlays mit hoch konformen DD-Gleitlagern vergleichen, liefert die Literatur bislang wenig Erkenntnisse. So beschäftigten sich bislang keine experimentellen Untersuchungen mit DD-

Prothesensystemen. Allerdings ergäbe sich nach der Theorie von Nicholls et al. [79] ein noch wahrscheinlicheres Auftreten einer unphysiologischen AP-Translation. Die höher konformen und daher stärker konkaven DD-Gleitlager können theoretisch zwar zu einer höheren AP-Stabilität verhelfen, dennoch könnte durch die größere Konkavität ein Überspannen des HKB noch früher auftreten und zu unphysiologischen AP-Bewegungen führen, welche in fluoroskopischen Studien im Vergleich zu PS-Inlays gehäuft beobachtet wurden [7, 22]. Unter kinematischen Gesichtspunkten sollte daher bei Insuffizienz des HKB eine Versorgung mit einem HKB ersetzenden Gleitlager (PS) der Versorgung mit einem DD-Gleitlager vorgezogen werden.

Bei insgesamt schlechter Datenlage liefert die Literatur bislang für maximal mittelfristige Nachuntersuchungszeiträume nur wenige klinische Unterschiede zwischen mit CR-Gleitlager (flat oder DD) oder mit PS-Gleitlager versorgten Kniegelenken. Dabei zeigt sich für die PS-Kniegelenke im Vergleich mit kreuzbanderhaltenden Kniegelenken mit flachen Gleitlagern ein größerer Bewegungsumfang („ROM“) resultierend aus einer verbesserten maximalen Flexion [24, 25, 39, 69]. Ein Vergleich der PS-Kniegelenke mit DD-Kniegelenken zeigte hingegen keine klinischen Unterschiede im Hinblick auf ROM, Schmerzscores und Gelenkstabilität [63]. Durch diese klinisch nahezu äquivalente Situation sprechen sich Befürworter der HKB erhaltenden Prothesensysteme für die primäre Applikation eines CR-Prothesendesigns aus und führen für die Applikation einer PS-KTEP erhöhten Knochenverlust und erhöhtes Frakturrisiko als mögliche Nachteile an [63, 102].

Bei der Untersuchung des Einflusses der Gleitlagerkonformität auf die Kniegelenkkinematik zeigte sich in der vorliegenden Studie für die PE-Inlays mit höherer Konformität („deep dished“, DD) bei Erhalt des HKB gegenüber den flachen Gleitlagern („CR flat“) im Gegensatz zu den PS-Inlays kein Vorteil im Hinblick auf eine physiologischere Kinematik. So ergaben sich für höher konforme Gleitlager (DD) für keinen der erhobenen Parameter ein Unterschied gegenüber normal konformen flachen CR-Inlays. Hier muss die Studienhypothese, dass bei kreuzbanderhaltenden Prothesendesigns (CR) hoch konforme Gleitlager (DD) zu einem niedrigeren Patellofemoraldruck führen

als flache Inlays, verworfen werden. Insgesamt muss auch in Bezug auf die Quadricepskraft die Studienhypothese, dass bei kreuzbanderhaltenden Prothesendesigns (CR) ein DD-Gleitlager zu einem günstigeren mechanischen Wirkungsgrad des M. quadriceps führt als ein flaches Inlay, verworfen werden. Auch nach Resektion des HKB konnte für die DD-Gleitlager kein in der Literatur diskutierter potentieller Nutzen durch die höhere AP-Stabilität [98, 102] gefunden werden. Für alle untersuchten Parameter wurde ein signifikanter Unterschied in Richtung verbesserte Kinematik im Vergleich mit CR-Kniegelenken mit flachem Inlay nach Resektion des HKB verfehlt, wenngleich ein Trend hin zu einem günstigerem Druck- und Quadricepsverhalten beobachtet werden konnte. Klinische Studien verfehlten bisweilen den Nachweis der Überlegenheit eines PE-Gleitlagers von bestimmter Konformität (CR flat versus DD) [96, 122].

Weiterhin untersuchte die vorliegende Studie die Kniegelenkkinematik in Abhängigkeit von der Integrität des HKB. Dabei konnte nach Implantation einer kreuzbanderhaltenden „Genesis II“-KTEP eine weiter bestehende wichtige Funktion des HKB für die Knieextension beobachtet werden. So zeigte sich sowohl für flache CR- als auch für DD-Gleitlager eine nach Resektion des HKB signifikant erhöhte zur Extension notwendige Quadricepszugkraft. Das HKB spielt also offenbar auch nach Implantation einer KTEP für die AP-Stabilität eine wichtige Rolle [122]. Zwar belegen zahlreiche Studien, dass die physiologische AP-Translation bei kreuzbanderhaltenden künstlichen Kniegelenken nicht reproduziert wird [7, 21, 22, 24, 41, 47, 104-107, 119], dennoch muss dem HKB nach den Erkenntnissen der vorliegenden Studie und weiterer Studien eine Restfunktion zugesprochen werden [104]: nach Resektion des HKB zeigt der erhöhte Muskelaufwand einen ungünstigeren mechanischen Wirkungsgrad an. Dieser war unabhängig von der Konformität des applizierten Inlays. Der erhöhte Muskelaufwand lässt sich über ein weiteres paradoxes Wandern des tibiofemorale Kontaktpunktes nach anterior erklären, was zu einer Verkleinerung des Hebelarms des M. quadriceps führt [20, 22, 24]. Somit wird die Studienhypothese, dass der Erhalt des HKB bei gleichem Prothesendesign zu einem günstigeren mechanischen Wirkungsgrad führt als bei Resektion des HKB, angenommen.

Weitere Auswirkungen dieser AP-Instabilität nach Resektion des HKB auf die erhobenen Parameter für das patellofemorale Druckverhalten konnten dabei allerdings nur für flache Gleitlager in Bezug auf den patellofemorale Spitzendruck beobachtet werden. Damit muss die Studienhypothese, dass der Erhalt des HKB bei gleichem Prothesendesign zu einem niedrigeren patellofemorale Druck führt als bei Resektion des HKB, verworfen werden.

Gerade im Hinblick auf eine mögliche muskuläre Insuffizienz als Erklärung für den vorderen Knieschmerz sollte also das HKB nach Möglichkeit erhalten bleiben, auch wenn klinische Studien für kreuzbandlose und nicht -substituierte Kniegelenke vergleichbar gute Scores zeigen konnten [98], da sich hier bislang nur mittelfristige und keine langfristigen Nachuntersuchungszeiträume finden.

Bei der Untersuchung möglicher Einflüsse der Gleitlagerhöhe konnte die vorliegende Studie keine signifikanten Unterschiede zwischen den getesteten Gleitlagermodifikationen finden. So ergaben sich für den Vergleich von 11 mm und 9 mm hohen kreuzbanderhaltenden Gleitlagern („CR flat“) ebenfalls keine Überlegenheit eines Gleitlagers, allerdings konnte für das Transversalverhalten des Kraftangriffspunktes eine Tendenz der niedrigeren 9 mm hohen Inlays hin zu einer lateralisierten Kontaktfläche beobachtet werden. Dies kann im Sinne einer instabileren Gelenksituation mit mehr Spielraum [5, 37] und möglichem Shifting oder Tilting gedeutet werden, jedoch zeigte sich dabei keine Auswirkung auf die Höhe des patellofemorale Kontaktdruckes. Die Quadricepszugkraft hingegen war im extensionsnahen und mittleren Flexionsbereich signifikant niedriger, mit der Flexion verschlechterte sich der mechanische Wirkungsgrad im Vergleich zu den übrigen kreuzbanderhaltenden Gleitlagern überproportional und führte zu höherem Muskelaufwand. Diese Beobachtungen lassen sich durch den größeren Bewegungsspielraum des instabilen Gelenks, mit unphysiologischen, in großer Flexion anterioren, extensionsnah posterioren, tibiofemorale Kontaktpunkten, erklären [22-24, 104-107]. Insgesamt muss trotz dieser ersichtlichen Tendenz die Studienhypothese, dass eine zu niedrige Inlayhöhe sich ungünstig auf die Kniegelenkkinematik auswirkt im Sinne eines erhöhten patellofemorale Druckes und eines ungünstigen mechanischen Wirkungsgrades des M. quadriceps, verworfen werden. Die gegenwärtige Literatur liefert bislang weder

klinische noch experimentelle Untersuchungen hinsichtlich der Auswirkungen der Inlayhöhe auf die Kniegelenkinematik.

Für einen direkten Vergleich von in vitro- mit in vivo-Untersuchungen sollte eine mögliche reduzierte anteriore Instabilität der leichenexperimentellen Studien durch fehlende axiale Gewichtskraftbelastung, wie sie beim menschlichen Gang auftritt, berücksichtigt werden [16]. Sowohl in vitro als auch in vivo spielen interindividuelle Variationen in der Kniegelenkanatomie für den postoperativen Erfolg eine entscheidende Rolle. So können Form und Dicke der Patella, Ausprägung des posterioren Slopes, Größe der Radien der Femurkondylen, Stärke und Ansatzlokalisierung der gelenkstabilisierenden Bänder und Ausprägung der kniegelenksübergreifenden Muskulatur Kinematik, Stabilität und Beweglichkeit des Kniegelenks entscheidend beeinflussen [68, 86]. Viele klinische Untersuchungen zeigen für kreuzbandersetzende Prothesensysteme gegenüber kreuzbanderhaltenden Systemen postoperativ einen größeren Bewegungsumfang [5, 19, 24, 25, 63, 69, 98, 116, 119], weisen aber zugleich auf eine starke Abhängigkeit des postoperativen Bewegungsumfangs von der präoperativen Situation [10, 92].

Insbesondere in hohen Flexionsgraden mit maximaler Gelenkbelastung konnte die vorliegende Studie die größten Auswirkungen der unterschiedlichen Prothesendesigns feststellen, da hier das Knie im Gegensatz zur Extension nicht ausreichend durch die ligamentären Strukturen stabilisiert wird [3] und die patellofemorale Kontaktfläche am kleinsten ist [78]. Vor dem Hintergrund des vorderen Knieschmerzes sollte also gerade in höheren bis maximalen Flexionsgraden bei Implantation einer CR-KTEP eine suffiziente Funktion des HKB sichergestellt sein. Bei bereits präoperativ bestehender Insuffizienz oder Degeneration des HKB oder Gelenkinstabilität sollte jedoch trotz zusätzlicher Knochenresektion ein PS-Prothesensystem appliziert werden, um einer persistierenden Instabilitätsproblematik vorzubeugen [20, 69, 98, 99, 122]. Für CR-Prothesensysteme kann durch Integration der physiologischen Verkippung des Tibiaplateaus nach posterior (Slope) eine Erleichterung des „roll-backs“ gegeben sein und so zu physiologischeren Translationsverhalten führen [86].

Das in der vorliegenden Studie verwendete Prothesensystem „Genesis II“ setzt dies mit nach posterior abfallenden PE-Gleitlagern bereits um.

Zusammenfassend belegen die Ergebnisse der vorliegenden Studie die gegenwärtig in der Literatur vorherrschende Auffassung, dass unter kinematischem Gesichtspunkt kreuzbandersetzende Prothesensysteme (PS) den kreuzbanderhaltenden Systemen (CR flat, DD) durch das Erzwingen des „roll-backs“ überlegen sind. Somit sollte insbesondere bei Desintegrität des HKB oder insuffizientem HKB eine kreuzbandersetzende KTEP implantiert und auf die Applikation einer kreuzbanderhaltenden KTEP verzichtet werden, da sonst eine postoperative Instabilitätsproblematik droht.

Der komplexe Zusammenhang von tibiofemoraler Bewegung, Quadricepskraft und patellofemorale Kinematik liefert hinsichtlich der Problematik des vorderen Knieschmerzes in der Knie totalendoprothetik zahlreiche Erklärungsansätze. Deshalb sollten die experimentell und fluoroskopisch postulierten Vorteile der PS-Knie totalendoprothesen gegenüber allen kreuzbanderhaltenden Prothesen weiterhin durch klinische Studien überprüft werden. Hierzu bedarf es allerdings längerer Nachuntersuchungszeiträume, sodass mögliche Auswirkungen der Kniegelenkkinematik im Langzeitverlauf beobachtet und gegen den Nachteil der zusätzlichen Knochenresektion abgewogen werden können.

### 5 Zusammenfassung

*Einleitung:* Vorderer Knieschmerz nach Implantation einer KTEP wird für eine Vielzahl von Revisionseingriffen verantwortlich gemacht. Eine veränderte Kniegelenkkinematik mit unphysiologischem patellofemoralem Kontaktdruckverhalten und erhöhtem Aufwand des M. quadriceps kommen unter anderem als Ursache in Betracht. Ziel der vorliegenden in vitro-Studie war es, das patellofemorale Druckverhalten und die aufzubringende Quadricepskraft nach kreuzbanderhaltender (CR flat, DD) und kreuzbandersetzender (PS) Knie-TEP mittels dynamischer Druckmessung zu untersuchen. Weiterhin sollte neben Höhe und Konformität des PE-Gleitlagers der Einfluss des HKB auf die Kniegelenkkinematik untersucht werden.

*Methode:* In einem Laborexperiment wurden 8 Leichenkniegelenke in einem Kniegelenkskinemator einem isokinetischen Extensionsversuch mit 31 Nm von 120° Flexion bis zur vollständigen Extension unter Simulation aktiver Muskelzüge untersucht. Zur Druckmessung wurde eine drucksensitive Messfolie (Tekscan-System, Boston, USA) auf der patellofemorale Gelenkfläche angebracht, sodass neben patellofemoralem Kontaktdruck auch Spitzendruck und Druckzentrumlokalisierung während der Extensionsbewegung aufgezeichnet werden konnten. Es folgte die Implantation einer bikompartimentellen „Genesis II“-KTEP (Smith & Nephew, Schenefeld, Deutschland) mit Applikation unterschiedlicher PE-Inlays bei intaktem HKB (CR 11, CR 9, DD) und nach Resektion des HKB (CR 11, DD, PS). Jedes Kniegelenk wurde somit 6 Testzyklen unterzogen. Zur statistischen Analyse wurde ein Zweistichproben T-Test angewandt (Signifikanzniveau  $p \leq 0,05$ ).

*Ergebnisse:* Nur nach Implantation des PS-Designs zeigte sich sowohl qualitativ als auch quantitativ ein patellofemorales Kontaktdruckverhalten, das große Ähnlichkeit mit dem physiologischer Kniegelenke zeigte, während die kreuzbanderhaltenden Prothesendesigns bestenfalls dazu in der Lage waren, die physiologische Gelenkkinematik qualitativ zu reproduzieren (mittlerer Kontaktdruck: PS:  $3,58 \pm 1,25$  MPa; CR 11:  $4,31 \pm 1,40$  MPa; CR 9:  $4,23 \pm 1,40$  MPa; DD:  $4,27 \pm 1,34$  MPa; CR 11 ohne HKB:  $4,18 \pm 1,26$  MPa; DD ohne HKB:  $3,99 \pm 1,44$  MPa beziehungsweise Spitzendruck: PS:  $6,12 \pm 2,37$  MPa; CR 11:  $7,17 \pm 2,41$  MPa; CR 9:  $7,05 \pm 2,45$  MPa; DD:  $7,12 \pm 2,53$  MPa; CR 11 ohne

HKB:  $6,89 \pm 2,30$  MPa; DD ohne HKB:  $6,63 \pm 2,52$  MPa). Dabei waren die Unterschiede für den reduzierten Kontaktdruck der PS-Gleitlager gegenüber allen anderen Designs signifikant oder verfehlten eine Signifikanz meist nur relativ knapp ( $p \leq 0,006$ ,  $p \leq 0,02$ ,  $p \leq 0,01$ ,  $p \leq 0,03$  und  $p \leq 0,18$  beziehungsweise  $p \leq 0,02$ ,  $p \leq 0,02$ ,  $p \leq 0,01$ ,  $p \leq 0,07$  und  $p \leq 0,39$ ). Bezüglich der Drucklokalisierung zeigte sich nur eine Tendenz für die PS-Prothesen hin zu einer physiologischeren medialeren und proximaleren Lokalisation. Im Vergleich zeigte sich weiterhin für PS-Kniegelenke gegenüber den HKB resezierten Kniegelenken ein signifikant niedrigerer Kraftaufwand des M. quadriceps (PS:  $1131 \pm 108$  N; CR 11 ohne HKB:  $1203 \pm 92$  N; DD ohne HKB:  $1192 \pm 80$  N;  $p \leq 0,01$ ,  $p \leq 0,01$ ). Für die maximal aufgebrauchte Muskelkraft zeigte sich für die PS-Kniegelenke gegenüber allen anderen untersuchten Kniegelenken ein signifikant besserer mechanischer Wirkungsgrad (PS:  $1560 \pm 145$  N; CR 11:  $1683 \pm 156$  N; CR 9:  $1712 \pm 157$  N; DD:  $1685 \pm 175$  N; CR 11 ohne HKB:  $1729 \pm 162$  N; DD ohne HKB:  $1689 \pm 123$  N;  $p \leq 0,04$ ,  $p \leq 0,008$ ,  $p \leq 0,02$ ,  $p \leq 0,01$  und  $p \leq 0,02$ ).

Höhe (11 mm versus 9 mm) und Konformität (CR flat versus DD) des PE-Gleitlagers zeigten keinen relevanten Einfluss auf die Kniegelenkkinematik, wohingegen die Integrität des HKB die Gelenkmechanik beeinflusste. Nach Resektion des HKB zeigten die Kniegelenke unabhängig von CR-Design (CR flat 11/9, DD) signifikant ungünstigere mechanische Wirkungsgrade (CR 11:  $1147 \pm 88$  N; CR 9:  $1151 \pm 83$  N; DD:  $1150 \pm 98$  N; CR 11 ohne HKB:  $1203 \pm 92$  N; DD ohne HKB:  $1192 \pm 80$  N; CR 11 ohne HKB versus CR 11:  $p \leq 0,009$ ; CR 11 ohne HKB versus CR 9:  $p \leq 0,02$  beziehungsweise DD ohne HKB versus CR 11:  $p \leq 0,05$ ; DD ohne HKB versus CR 9:  $p \leq 0,01$ ; DD ohne HKB versus DD:  $p \leq 0,03$ ). Weitere Auswirkungen einer HKB Resektion auf die patellofemorale Kinematik konnten allerdings nicht nachgewiesen werden.

*Schlussfolgerung:* Die Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen den Schluss zu, dass kreuzbandersetzende Prothesen eher eine physiologische Gelenkkinematik wiederherstellen als kreuzbanderhaltende Designs, was sich über ein besser reproduzierbares „roll-back“ erklären lässt. Bei den hochkonformen Gleitlagern (DD), für die bei HKB Insuffizienz ebenfalls eine verbesserte AP-Stabilität postuliert wird, konnte nach Resektion des HKB keine physiologischere Kinematik beobachtet werden. Höhe und Konformität der PE-

Inlays haben keinen relevanten Effekt auf die Gelenkmechanik, während ein intaktes HKB auch nach Implantation einer KTEP eine wichtige Rolle für das AP-Verhalten spielt. Bei insuffizientem HKB oder Gelenkinstabilität sollten den HKB erhaltenden Designs daher HKB substituierende Designs vorgezogen werden.

### 6 Literaturverzeichnis

1. Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, and Klausen K, Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand*, 1995. 154(4): p. 421-7.
2. Aglietti P, Buzzi R, De Felice R, and Giron F, The Insall-Burstein total knee replacement in osteoarthritis: a 10-year minimum follow-up. *J Arthroplasty*, 1999. 14(5): p. 560-5.
3. Anouchi YS, Whiteside LA, Kaiser AD, and Milliano MT, The effects of axial rotational alignment of the femoral component on knee stability and patellar tracking in total knee arthroplasty demonstrated on autopsy specimens. *Clin Orthop Relat Res*, 1993(287): p. 170-7.
4. Argenson JN, Komistek RD, Mahfouz M, Walker SA, Aubaniac JM, and Dennis DA, A high flexion total knee arthroplasty design replicates healthy knee motion. *Clin Orthop Relat Res*, 2004(428): p. 174-9.
5. Banks S, Bellemans J, Nozaki H, Whiteside LA, Harman M, and Hodge WA, Knee motions during maximum flexion in fixed and mobile-bearing arthroplasties. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(410): p. 131-8.
6. Banks SA, Harman MK, Bellemans J, and Hodge WA, Making sense of knee arthroplasty kinematics: news you can use. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. 85-A Suppl 4: p. 64-72.
7. Banks SA, Markovich GD, and Hodge WA, In vivo kinematics of cruciate-retaining and -substituting knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 1997. 12(3): p. 297-304.
8. Barink M, van de Groes S, Verdonschot N, and de Waal Malefijt M, The trochlea is bilinear and oriented medially. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(411): p. 288-95.
9. Bartel DL, Rawlinson JJ, Burstein AH, Ranawat CS, and Flynn WF, Jr., Stresses in polyethylene components of contemporary total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(317): p. 76-82.

10. Bin SI and Nam TS, Early results of high-flex total knee arthroplasty: comparison study at 1 year after surgery. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2007. 15(4): p. 350-5.
11. Blunn GW, Joshi AB, Minns RJ, Lidgren L, Lilley P, Ryd L, Engelbrecht E, and Walker PS, Wear in retrieved condylar knee arthroplasties. A comparison of wear in different designs of 280 retrieved condylar knee prostheses. *J Arthroplasty*, 1997. 12(3): p. 281-90.
12. Bohnsack M, Klages P, Hurschler C, Halcour A, Wilharm A, Ostermeier S, Ruhmann O, and Wirth CJ, Influence of an infrapatellar fat pad edema on patellofemoral biomechanics and knee kinematics: a possible relation to the anterior knee pain syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2006.
13. Bourne MH, Rand JA, and Ilstrup DM, Posterior cruciate condylar total knee arthroplasty. Five-year results. *Clin Orthop Relat Res*, 1988(234): p. 129-36.
14. Brick GW and Scott RD, The patellofemoral component of total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*, 1988(231): p. 163-78.
15. Buechel FF and Pappas MJ, The New Jersey Low-Contact-Stress Knee Replacement System: biomechanical rationale and review of the first 123 cemented cases. *Arch Orthop Trauma Surg*, 1986. 105(4): p. 197-204.
16. Cheng CK, Yao NK, and Liu HC, Weight bearing influence on knee joint bony contact movements: an in vivo video-fluoroscopy study. *Proc Natl Sci Counc Repub China B*, 1997. 21(1): p. 20-5.
17. Christoforakis J, Bull AM, Strachan RK, Shymkiw R, Senavongse W, and Amis AA, Effects of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. 14(3): p. 273-7.
18. Collier JP, Mayor MB, McNamara JL, Surprenant VA, and Jensen RE, Analysis of the failure of 122 polyethylene inserts from uncemented tibial knee components. *Clin Orthop Relat Res*, 1991(273): p. 232-42.
19. Cope MR, O'Brien BS, and Nanu AM, The influence of the posterior cruciate ligament in the maintenance of joint line in primary total knee arthroplasty: a radiologic study. *J Arthroplasty*, 2002. 17(2): p. 206-8.
20. D'Lima DD, Chen PC, Kester MA, and Colwell CW, Jr., Impact of patellofemoral design on patellofemoral forces and polyethylene stresses. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. 85-A Suppl 4: p. 85-93.

21. Delpont HP, Banks SA, De Schepper J, and Bellemans J, A kinematic comparison of fixed- and mobile-bearing knee replacements. *J Bone Joint Surg Br*, 2006. 88(8): p. 1016-21.
22. Dennis DA, Komistek RD, Colwell CE, Jr., Ranawat CS, Scott RD, Thornhill TS, and Lapp MA, In vivo anteroposterior femorotibial translation of total knee arthroplasty: a multicenter analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 1998(356): p. 47-57.
23. Dennis DA, Komistek RD, Hoff WA, and Gabriel SM, In vivo knee kinematics derived using an inverse perspective technique. *Clin Orthop Relat Res*, 1996(331): p. 107-17.
24. Dennis DA, Komistek RD, and Mahfouz MR, In vivo fluoroscopic analysis of fixed-bearing total knee replacements. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(410): p. 114-30.
25. Dennis DA, Komistek RD, Stiehl JB, Walker SA, and Dennis KN, Range of motion after total knee arthroplasty: the effect of implant design and weight-bearing conditions. *J Arthroplasty*, 1998. 13(7): p. 748-52.
26. Elias JJ, Bratton DR, Weinstein DM, and Cosgarea AJ, Comparing two estimations of the quadriceps force distribution for use during patellofemoral simulation. *J Biomech*, 2006. 39(5): p. 865-72.
27. Elias JJ, Wilson DR, Adamson R, and Cosgarea AJ, Evaluation of a computational model used to predict the patellofemoral contact pressure distribution. *J Biomech*, 2004. 37(3): p. 295-302.
28. Elson DW and Brenkel IJ, Predicting pain after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2006. 21(7): p. 1047-53.
29. Emami MJ, Ghahramani MH, Abdinejad F, and Namazi H, Q-angle: an invaluable parameter for evaluation of anterior knee pain. *Arch Iran Med*, 2007. 10(1): p. 24-6.
30. Evans MC, Parsons EM, Scott RD, Thornhill TS, and Zurakowski D, Comparative flexion after rotating-platform vs fixed-bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2006. 21(7): p. 985-91.
31. Fuchs S, Schutte G, and Witte H, Effect of knee joint flexion and femur rotation on retropatellar contact of the human knee joint. *Biomed Tech (Berl)*, 1999. 44(12): p. 334-8.

32. Fuchs S, Schutte G, Witte H, and Rosenbaum D, Retropatellar contact characteristics in total knee arthroplasty with and without patellar resurfacing. *Int Orthop*, 2000. 24(4): p. 191-3.
33. Fuchs S, Schutte G, Witte H, and Rosenbaum D, What influence do size and placement of patella resurfacing have on knee endoprosthesis? *Unfallchirurg*, 2002. 105(1): p. 44-8.
34. Fuchs S, Skwara A, and Rosenbaum D, Preliminary results after total knee arthroplasty without femoral trochlea: evaluation of clinical results, quality of life and gait function. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2005. 13(8): p. 664-9.
35. Fuchs S, Skwara A, Tibesku CO, and Rosenbaum D, Retropatellar contact characteristics before and after total knee arthroplasty. *Knee*, 2005. 12(1): p. 9-12.
36. Fukubayashi T and Kurosawa H, The contact area and pressure distribution pattern of the knee. A study of normal and osteoarthrotic knee joints. *Acta Orthop Scand*, 1980. 51(6): p. 871-9.
37. Goodfellow J and O'Connor J, The mechanics of the knee and prosthesis design. *J Bone Joint Surg Br*, 1978. 60-B(3): p. 358-69.
38. Grobbelaar CJ, du Plessis TA, and Marais F, The radiation improvement of polyethylene prostheses. A preliminary study. *J Bone Joint Surg Br*, 1978. 60-B(3): p. 370-4.
39. Harato K, Bourne RB, Victor J, Snyder M, Hart J, and Ries MD, Midterm comparison of posterior cruciate-retaining versus -substituting total knee arthroplasty using the Genesis II prosthesis A multicenter prospective randomized clinical trial. *Knee*, 2008. 15(3): p. 217-21.
40. Harding ML, Harding L, and Goodfellow JW, A preliminary report of a simple rig to aid study of the functional anatomy of the cadaver human knee joint. *J Biomech*, 1977. 10(8): p. 517-23.
41. Harman MK, Banks SA, and Hodge WA, Polyethylene damage and knee kinematics after total knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 2001(392): p. 383-93.
42. Harris ML, Morberg P, Bruce WJ, and Walsh WR, An improved method for measuring tibiofemoral contact areas in total knee arthroplasty: a

- comparison of K-scan sensor and Fuji film. *J Biomech*, 1999. 32(9): p. 951-8.
43. Hassenpflug, Besonderheiten der verschiedenen Totalendoprothesen des Kniegelenkes. In: Hassenpflug J (Hrsg) *Das Patellofemoralgelenk beim künstlichen Kniegelenkersatz*, 1989. Springer, Berlin Heidelberg New York Tokio: p. 1-11.
44. Healy WL, Wasilewski SA, Takei R, and Oberlander M, Patellofemoral complications following total knee arthroplasty. Correlation with implant design and patient risk factors. *J Arthroplasty*, 1995. 10(2): p. 197-201.
45. Heegaard J, Leyvraz PF, Curnier A, Rakotomanana L, and Huiskes R, The biomechanics of the human patella during passive knee flexion. *J Biomech*, 1995. 28(11): p. 1265-79.
46. Hines AS, Askew MJ, Kovacik MW, Noe DA, and Gradisar IA, Jr., Quadriceps femoris function during knee extension following total knee arthroplasty. *Biomed Sci Instrum*, 1997. 33: p. 471-6.
47. Hoff WA, Komistek RD, Dennis DA, Gabriel SM, and Walker SA, Three-dimensional determination of femoral-tibial contact positions under in vivo conditions using fluoroscopy. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 1998. 13(7): p. 455-472.
48. Hsieh HH and Walker PS, Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J Bone Joint Surg Am*, 1976. 58(1): p. 87-93.
49. Hsieh YF, Draganich LF, Ho SH, and Reider B, The effects of removal and reconstruction of the anterior cruciate ligament on patellofemoral kinematics. *Am J Sports Med*, 1998. 26(2): p. 201-9.
50. Hsu HC, Luo ZP, Rand JA, and An KN, Influence of lateral release on patellar tracking and patellofemoral contact characteristics after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1997. 12(1): p. 74-83.
51. Huang HT, Su JY, and Wang GJ, The early results of high-flex total knee arthroplasty: a minimum of 2 years of follow-up. *J Arthroplasty*, 2005. 20(5): p. 674-9.
52. Huberti HH and Hayes WC, Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *J Bone Joint Surg Am*, 1984. 66(5): p. 715-24.

53. Iwaki H, Pinskerova V, and Freeman MA, Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded cadaver knee. *J Bone Joint Surg Br*, 2000. 82(8): p. 1189-95.
54. Jacobs W, Anderson P, Limbeek J, and Wymenga A, Mobile bearing vs fixed bearing prostheses for total knee arthroplasty for post-operative functional status in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis. *Cochrane Database Syst Rev*, 2004(2): p. CD003130.
55. Kannus PA, Long patellar tendon: radiographic sign of patellofemoral pain syndrome--a prospective study. *Radiology*, 1992. 185(3): p. 859-63.
56. Kansara D and Markel DC, The effect of posterior tibial slope on range of motion after total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2006. 21(6): p. 809-13.
57. Kobayashi A, Freeman MA, Bonfield W, Kadoya Y, Yamac T, Al-Saffar N, Scott G, and Revell PA, Number of polyethylene particles and osteolysis in total joint replacements. A quantitative study using a tissue-digestion method. *J Bone Joint Surg Br*, 1997. 79(5): p. 844-8.
58. Komistek RD, Allain J, Anderson DT, Dennis DA, and Goutallier D, In vivo kinematics for subjects with and without an anterior cruciate ligament. *Clin Orthop*, 2002(404): p. 315-25.
59. Komistek RD, Dennis DA, Mabe JA, and Walker SA, An in vivo determination of patellofemoral contact positions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2000. 15(1): p. 29-36.
60. Kordelle J, Schleicher I, Kaltschmidt I, Haas H, and Gruner MR, Patella resurfacing in patients without substantial retropatellar knee pain symptoms? *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2003. 141(5): p. 557-62.
61. Kuster MS and Stachowiak GW, Factors affecting polyethylene wear in total knee arthroplasty. *Orthopedics*, 2002. 25(2 Suppl): p. s235-42.
62. Laskin RS, The effect of a high-flex implant on postoperative flexion after primary total knee arthroplasty. *Orthopedics*, 2007. 30(8 Suppl): p. 86-8.
63. Laskin RS, Maruyama Y, Villaneuva M, and Bourne R, Deep-dish congruent tibial component use in total knee arthroplasty: a randomized prospective study. *Clin Orthop Relat Res*, 2000(380): p. 36-44.
64. Lee SY, Matsui N, Kurosaka M, Komistek RD, Mahfouz M, Dennis DA, and Yoshiya S, A posterior-stabilized total knee arthroplasty shows

- condylar lift-off during deep knee bends. *Clin Orthop Relat Res*, 2005(435): p. 181-4.
65. Leszko F, Sharma A, Komistek RD, Mahfouz MR, Cates HE, and Scuderi GR, Comparison of In Vivo Patellofemoral Kinematics for Subjects Having High-Flexion Total Knee Arthroplasty Implant With Patients Having Normal Knees. *J Arthroplasty*, 2009.
66. Li G, DeFrate LE, Zayontz S, Park SE, and Gill TJ, The effect of tibiofemoral joint kinematics on patellofemoral contact pressures under simulated muscle loads. *J Orthop Res*, 2004. 22(4): p. 801-6.
67. Lindstrand A, Robertsson O, Lewold S, and Toksvig-Larsen S, The patella in total knee arthroplasty: resurfacing or nonresurfacing of patella. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2001. 9 Suppl 1: p. S21-3.
68. Liu W and Maitland ME, Influence of anthropometric and mechanical variations on functional instability in the ACL-deficient knee. *Ann Biomed Eng*, 2003. 31(10): p. 1153-61.
69. Maruyama S, Yoshiya S, Matsui N, Kuroda R, and Kurosaka M, Functional comparison of posterior cruciate-retaining versus posterior stabilized total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2004. 19(3): p. 349-53.
70. Matsuda S, Ishinishi T, White SE, and Whiteside LA, Patellofemoral joint after total knee arthroplasty. Effect on contact area and contact stress. *J Arthroplasty*, 1997. 12(7): p. 790-7.
71. Matsuda S, White SE, Williams VG, 2nd, McCarthy DS, and Whiteside LA, Contact stress analysis in meniscal bearing total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1998. 13(6): p. 699-706.
72. McNamara JL, Collier JP, Mayor MB, and Jensen RE, A comparison of contact pressures in tibial and patellar total knee components before and after service in vivo. *Clin Orthop Relat Res*, 1994(299): p. 104-13.
73. Meijerink HJ, Barink M, van Loon CJ, Schwering PJ, Donk RD, Verdonschot N, and de Waal Malefijt MC, The trochlea is medialized by total knee arthroplasty: an intraoperative assessment in 61 patients. *Acta Orthop*, 2007. 78(1): p. 123-7.
74. Migaud H, Gougeon F, Diop A, Lavaste F, and Duquenois A, Cinematic in vivo analysis of the knee: a comparative study of 4 types of total knee

- prostheses. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 1995. 81(3): p. 198-210.
75. Mihalko WM, Whiteside LA, and Krackow KA, Comparison of ligament-balancing techniques during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. 85-A Suppl 4: p. 132-5.
76. Mizuno Y, Kumagai M, Mattessich SM, Elias JJ, Ramrattan N, Cosgarea AJ, and Chao EY, Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *J Orthop Res*, 2001. 19(5): p. 834-40.
77. Mont MA, Booth RE, Jr., Laskin RS, Stiehl JB, Ritter MA, Stuchin SA, and Rajadhyaksha AD, The spectrum of prosthesis design for primary total knee arthroplasty. *Instr Course Lect*, 2003. 52: p. 397-407.
78. Nakagawa S, Kadoya Y, Kobayashi A, Tatsumi I, Nishida N, and Yamano Y, Kinematics of the patella in deep flexion. Analysis with magnetic resonance imaging. *J Bone Joint Surg Am*, 2003. 85-A(7): p. 1238-42.
79. Nicholls RL, Schirm AC, Jeffcote BO, and Kuster MS, Tibiofemoral force following total knee arthroplasty: Comparison of four prosthesis designs in vitro. *J Orthop Res*, 2007.
80. Nisell R, Mechanics of the knee. A study of joint and muscle load with clinical applications. *Acta Orthop Scand Suppl*, 1985. 216: p. 1-42.
81. Ostermeier S, Buhrmester O, Hurschler C, and Stukenborg-Colsman C, Dynamic in vitro measurement of patellar movement after total knee arthroplasty: an in vitro study. *BMC Musculoskelet Disord*, 2005. 6: p. 30.
82. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, and Wirth CJ, Dynamic measurement of patellofemoral contact pressure following reconstruction of the medial patellofemoral ligament: an in vitro study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007. 22(3): p. 327-35.
83. Ostermeier S, Holst M, Bohnsack M, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C, and Wirth CJ, In vitro measurement of patellar kinematics following reconstruction of the medial patellofemoral ligament. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2007. 15(3): p. 276-85.
84. Ostermeier S, Holst M, Hurschler C, Windhagen H, and Stukenborg-Colsman C, Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and

- contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2007. 15(5): p. 547-54.
85. Ostermeier S, Hurschler C, and Stukenborg-Colsman C, Quadriceps function after TKA - an in vitro study in a knee kinematic simulator. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2004. 19(3): p. 270-6.
86. Ostermeier S, Hurschler C, Windhagen H, and Stukenborg-Colsman C, In vitro investigation of the influence of tibial slope on quadriceps extension force after total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 2006. 14(10): p. 934-9.
87. Ostermeier S, Schlomach C, Hurschler C, Windhagen H, and Stukenborg-Colsman C, Dynamic in vitro measurement of posterior cruciate ligament load and tibiofemoral stress after TKA in dependence on tibiofemoral slope. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2006. 21(5): p. 525-32.
88. Ostermeier S, Stukenborg-Colsman C, Hurschler C, and Wirth CJ, In vitro investigation of the effect of medial patellofemoral ligament reconstruction and medial tibial tuberosity transfer on lateral patellar stability. *Arthroscopy*, 2006. 22(3): p. 308-19.
89. Ostermeier S, Tibesku CO, Skwara A, Fuchs S, and Stukenborg-Colsman C, Influence of patellar position on tibial rotation after total knee arthroplasty. *Biomed Tech (Berl)*, 2006. 51(3): p. 145-52.
90. Pandit H, Ward T, Hollinghurst D, Beard DJ, Gill HS, Thomas NP, and Murray DW, Influence of surface geometry and the cam-post mechanism on the kinematics of total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br*, 2005. 87(7): p. 940-5.
91. Ranawat CS, History of total knee replacement. *J South Orthop Assoc*, 2002. 11(4): p. 218-26.
92. Ritter MA, High-flexion knee designs: more hype than hope? In the affirmative. *J Arthroplasty*, 2006. 21(4 Suppl 1): p. 40-1.
93. Ritter MA, Keating EM, Faris PM, Meding JB, Berend ME, and Pierson JL, Lateral patellar contact after total knee arthroplasty: an analysis of the effects on postoperative pain and outcome. *J Arthroplasty*, 2006. 21(7): p. 1017-20.

94. Robinson EJ, Mulliken BD, Bourne RB, Rorabeck CH, and Alvarez C, Catastrophic osteolysis in total knee replacement. A report of 17 cases. *Clin Orthop Relat Res*, 1995(321): p. 98-105.
95. Romero J, Stahelin T, Wyss T, and Hofmann S, Significance of axial rotation alignment of components of knee prostheses. *Orthopade*, 2003. 32(6): p. 461-8.
96. Saari T, Uvehammer J, Carlsson LV, Regner L, and Karrholm J, Influence of polyethylene constraint on tibial component fixation in total knee arthroplasty: follow-up report after 5 years. *J Arthroplasty*, 2006. 21(7): p. 1032-7.
97. Salsich GB, Ward SR, Terk MR, and Powers CM, In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clin Orthop Relat Res*, 2003(417): p. 277-84.
98. Sathappan SS, Wasserman B, Jaffe WL, Bong M, Walsh M, and Di Cesare PE, Midterm results of primary total knee arthroplasty using a dished polyethylene insert with a recessed or resected posterior cruciate ligament. *J Arthroplasty*, 2006. 21(7): p. 1012-6.
99. Sculco TP, The role of constraint in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 2006. 21(4 Suppl 1): p. 54-6.
100. Sharma A, Komistek RD, Scuderi GR, and Cates HE, Jr., High-flexion TKA designs: what are their in vivo contact mechanics? *Clin Orthop Relat Res*, 2007. 464: p. 117-26.
101. Shiramizu K, Vizesi F, Bruce W, Herrmann S, and Walsh WR, Tibiofemoral contact areas and pressures in six high flexion knees. *Int Orthop*, 2007.
102. Siebold R, Louisia S, Canty J, and Bartlett RJ, Posterior stability in fixed-bearing versus mobile-bearing total knee replacement: a radiological comparison of two implants. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2007. 127(2): p. 97-104.
103. Smith SR, Stuart P, and Pinder IM, Nonresurfaced patella in total knee arthroplasty. *J Arthroplasty*, 1989. 4 Suppl: p. S81-6.
104. Stiehl JB, Dennis DA, Komistek RD, and Keblish PA, In vivo kinematic analysis of a mobile bearing total knee prosthesis. *Clin Orthop Relat Res*, 1997(345): p. 60-6.

105. Stiehl JB, Komistek RD, Cloutier JM, and Dennis DA, The cruciate ligaments in total knee arthroplasty: a kinematic analysis of 2 total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 2000. 15(5): p. 545-50.
106. Stiehl JB, Komistek RD, and Dennis DA, Detrimental kinematics of a flat on flat total condylar knee arthroplasty. *Clin Orthop*, 1999(365): p. 139-48.
107. Stiehl JB, Komistek RD, Dennis DA, Paxson RD, and Hoff WA, Fluoroscopic analysis of kinematics after posterior-cruciate-retaining knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br*, 1995. 77(6): p. 884-9.
108. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Burmester O, and Wirth CJ, Dynamic in vitro measurement of retropatellar pressure after knee arthroplasty. *Orthopade*, 2003. 32(4): p. 319-22.
109. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, and Wirth CJ, Knee endoprosthesis: biomechanical requirements and consequences. *Orthopade*, 2000. 29(8): p. 722-6.
110. Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, Hurschler C, and Wirth CJ, Tibiofemoral contact stress after total knee arthroplasty: comparison of fixed and mobile-bearing inlay designs. *Acta Orthop Scand*, 2002. 73(6): p. 638-46.
111. Stulberg SD, Stulberg BN, Hamati Y, and Tsao A, Failure mechanisms of metal-backed patellar components. *Clin Orthop Relat Res*, 1988(236): p. 88-105.
112. Sundaram RO, Ramakrishnan M, Harvey RA, and Parkinson RW, Comparison of scars and resulting hypoaesthesia between the medial parapatellar and midline skin incisions in total knee arthroplasty. *Knee*, 2007. 14(5): p. 375-8.
113. Szivek JA, Cutignola L, and Volz RG, Tibiofemoral contact stress and stress distribution evaluation of total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 1995. 10(4): p. 480-91.
114. Takeuchi T, Lathi VK, Khan AM, and Hayes WC, Patellofemoral contact pressures exceed the compressive yield strength of UHMWPE in total knee arthroplasties. *J Arthroplasty*, 1995. 10(3): p. 363-8.
115. Tanzer M, McLean CA, Laxer E, Casey J, and Ahmed AM, Effect of femoral component designs on the contact and tracking characteristics of

- the unresurfaced patella in total knee arthroplasty. *Can J Surg*, 2001. 44(2): p. 127-33.
116. Tanzer M, Smith K, and Burnett S, Posterior-stabilized versus cruciate-retaining total knee arthroplasty: balancing the gap. *J Arthroplasty*, 2002. 17(7): p. 813-9.
117. Van de Velde SK, Gill TJ, DeFrate LE, Papannagari R, and Li G, The effect of anterior cruciate ligament deficiency and reconstruction on the patellofemoral joint. *Am J Sports Med*, 2008. 36(6): p. 1150-9.
118. Verborgt O and Victor J, Post impingement in posterior stabilised total knee arthroplasty. *Acta Orthop Belg*, 2004. 70(1): p. 46-50.
119. Victor J, Banks S, and Bellemans J, Kinematics of posterior cruciate ligament-retaining and -substituting total knee arthroplasty: a prospective randomised outcome study. *J Bone Joint Surg Br*, 2005. 87(5): p. 646-55.
120. von Lewinski G, Stukenborg-Colsman C, Ostermeier S, and Hurschler C, Experimental measurement of tibiofemoral contact area in a meniscectomized ovine model using a resistive pressure measuring sensor. *Ann Biomed Eng*, 2006. 34(10): p. 1607-14.
121. von Spreckelsen L, Hahne HJ, and Hassenpflug J, Patellofemoral contact zones in knee endoprotheses. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 1998. 136(6): p. 560-5.
122. Wada M, Tatsuo H, Kawahara H, Sato M, and Baba H, In vivo kinematic analysis of total knee arthroplasty with four different polyethylene designs. *Artif Organs*, 2001. 25(1): p. 22-8.
123. Walker PS and Garg A, Range of motion in total knee arthroplasty. A computer analysis. *Clin Orthop Relat Res*, 1991(262): p. 227-35.
124. Wilharm A, Dermitas T, Hurschler C, Ostermeier S, Wirth CJ, and Bohnsack M, Effects of harvesting the central third of the patella tendon on the kinetics of the knee joint and the retropatellar pressure. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 2006. 144(1): p. 102-7.
125. Wimmer MA, Wear of the polyethylene component created by rolling motion of the artificial knee joint. Shaker, Aachen, 1999.

126. Wimmer MA and Andriacchi TP, Tractive forces during rolling motion of the knee: implications for wear in total knee replacement. *J Biomech*, 1997. 30(2): p. 131-7.
127. Wirz D, Becker R, Li SF, Friederich NF, and Muller W, Validation of the Tekscan system for statistic and dynamic pressure measurements of the human femorotibial joint. *Biomed Tech (Berl)*, 2002. 47(7-8): p. 195-201.

### 7 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Carsten O. Tibesku für die Überlassung des Themas, die konstruktive Kritik und die Erziehung zum selbstständigen wissenschaftlichen Arbeiten, sowie seine hilfsbereite, fröhliche Art.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei Herrn Dr. med. Christoph Becher für die intensive Betreuung bei der Erstellung der Arbeit. Zu jedem Zeitpunkt stand er mir mit uneingeschränktem Engagement bei Fragen und Problemen mit Rat und Tat zur Seite.

Selbiger Dank gebührt Dr. med. Thomas Heyse für die Einführung in die Bibliotheksrecherche, der Einführung in End Note und das erste Überfliegen bei der Korrektur dieser Arbeit.

Ihnen beiden verdanke ich maßgeblich eine sehr lehrreiche, aber auch ausgesprochen schöne Zeit während der experimentellen Untersuchungen im Labor.

Danken möchte ich auch Herrn Dr. med. Sven Ostermeier und Herrn Dr.-Ing. C. Hurschler für die Unterstützung und Mithilfe bei den leichenexperimentellen Versuchen im biomechanischen Labor des Anna-Stiftes in Hannover.

Der Familie Fengler-Wedi möchte ich für die hilfsbereite Unterstützung und Verpflegung während der Zeit im Labor danken.

Meinem Vater danke ich für die geduldige und sachkundige Unterstützung bei mechanischen und statischen Verständnisfragen.

Von ganzem Herzen bedanke ich mich bei meinen Eltern, für die liebevolle, unentwegte Unterstützung und dafür, dass sie mir das Studium der Humanmedizin und somit die Anfertigung dieser Dissertation überhaupt ermöglichten.

8 Anhang

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren:

Alter, Arnold, Aumüller, Barth, Blaser, Basler, Bauer, Baum, Baumann, Becker, Berger, Braun, Cetin, Czubayko, Daut, Dabrock, Dettmeyer, Eberhardt, Feuser, Franz, Fuchs-Winkelmann, Gassmann, Gerdes, Görg, Grundmann, Grzeschik, Gudermann, Hadji, Hermann-Lingen, Hanschmann, Hertl, Hilt, Hoffmann, Jungclas, Kann, Klaus, Klose, Koolman, Krieg, Kroll, Lang, Lenz, Lill, Lohoff, Löffler, Lüers, Maisch, Maier, Mann, Martin, Mittag, Moll, Moosdorf, Müller, Müller-Brüsselbach, Mutters, Neubauer, Oertel, Pagenstecher, Plant, Renz, Richter, Röhm, Rothmund, Schäfer, Schmidt, Schneider, Schuster, Seitz, Steiniger, Suske, Tibesku, Vogelmeier, Wagner, Weihe, Werner, Westermann, Willeke, Wulf