

Phänomen Kniebeuge

von

MARTIN NEUMANN

Bachelor of Arts Sportwissenschaft

Master of Science Sportwissenschaft:
Diagnostik und Intervention im Leistungssport
4. Fachsemester

Leipzig
29.06.2016

Inhaltsverzeichnis

Phänomen Kniebeuge	I
Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
Tabellenverzeichnis	VI
Formelverzeichnis	VII
1 Einleitung	1
2 Fragestellung	1
3 Methodik.....	2
4 Analyse	3
4.1 Fuß- und Standposition	3
4.2 Muskuläre Aktivierung und ihre Einflussfaktoren	8
4.3 Die Wissenschaft der Kniebeuge kritisch hinterfragt.....	13
4.4 Eine direkte Messung und ihre Ergebnisse.....	19
4.5 Aspekte zur Kniebeuge im Tibiofemoralgelenk.....	24
4.6 Einflussfaktoren auf die Kniebeuge und mögliche pathologische Erscheinungen	32
4.7 Adaptationen und pathologische Erscheinungen im Kniegelenk durch Kniebeugen	33
4.8 Beanspruchung der Strukturen bei unterschiedlichen Kniebeugetiefen	36
4.9 Betrachtung der Gewichtskraft und ihre Auswirkung in der Kniebeuge	36
5 Fazit	39
Literaturverzeichnis	

Abbildungsverzeichnis

<i>Abb. 1.</i>	Helikoidale Achse im dreidimensionalen Raum eines rechten Kniegelenks, Ansicht: dorsal-lateral, rote Achse verweist auf den Beginn der Flexionsbewegung, Bewegungsassoziation der Beugung des Kniegelenks entspricht einer Flexion/Innenrotation/Adduktion, Bewegungsassoziation der Streckung entsprechend entgegengesetzt Extension/Außenrotation/Abduktion, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 262	3
<i>Abb. 2.</i>	Anatomische Position des Femur im Hüftgelenk, a) Femur liegt nahezu hinter der Frontalebene der Hüftachse, b) Femurkopf in der Hüftpfanne, D = Anteversionswinkel, c) ventrale Femurausrichtung aus der Hüftpfanne in der Transversalebene, 30-40°, d) kaudale Femurausrichtung aus der Hüftpfanne in der Frontalebene, 30-40°, Kapandji, 1992, S. 17	4
<i>Abb. 3.</i>	Physiologische Ausrichtung der Beinachse aus einer Ansicht von oben auf die Transversalebene, Kapandji, 1992, S. 75.....	5
<i>Abb. 4.</i>	Darstellung der physiologischen Spurbreitenverringerng bei anatomisch geringerem Anteversionswinkel der Hüfte, modifiziert nach Kapandji, 1992, S. 75	6
<i>Abb. 5.</i>	Biomechanik des gestreckten Beines, Strecke AO = Schaftachse Femur, Strecke OC = Schaftachse Tibia, Strecke HC = mechanische Tragachse, Strecke GC = vertikale mechanische Beinachse, modifiziert nach Kapandji, 1992, S. 67	7
<i>Abb. 6.</i>	Durchschnittliche Muskelaktivität während a) Front- und Nackenkniebeuge b) zwischen absteigender (descent) und aufsteigender (ascent) Phase, Angaben in % zum MVC, * Signifikanz bei $p=0,05$, BF = M. biceps femoris, RF = M. rectus femoris, ST = M. semitendinosus, VL = M. vastus lateralis, VM = M. vastus medialis, ES = M. errector spinae, Gullet et al., 2008, S. 290	9
<i>Abb. 7.</i>	EMG-Verlauf ausgewählter Muskeln während einer Kniebeuge, Rohsignal und bearbeitetes Signal, durchgezogene Linie entspricht größter Beugetiefe bzw. Arbeitsumkehrpunkt, Gullet et al., 2008, S. 289.....	9

<i>Abb. 8.</i>	EMG-Verlauf während einer Kniebeuge, Y-Achse EMG-Signal in μV , X-Achse Zeit in Sekunden, a) M. rectus femoris bei 80% des 1RM im schulterbreiten Stand b) M. vastus lateralis bei 80% des 1 RM im weiten Stand, durchgezogene Linie entspricht Mittelwert, gepunktete Linie SD, keine Angabe ob es sich um den gleichen Probanden handelt, vertikale Linie markiert die tiefste Hockposition bzw. die Bewegungsumkehr, McCaw & Melrose, 1999, S. 432 f.....	10
<i>Abb. 9.</i>	Durchschnittliche Muskelaktivität zwischen absteigender (descent) und aufsteigender (ascent) Phase, Angaben in $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, RF = M. rectus femoris, VM = M. vastus medialis, VL = M. vastus lateralis, BF = M. biceps femoris, GL = M. gluteaus maximus, AL = M. adductor longus.....	11
<i>Abb. 10.</i>	Summierte intramuskuläre EMG-Ableitung des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskulatur in a) der Frontkniebeuge b) der Nackenkniebeuge zum Flexionswinkel, A-F = Flexionswinkel in Grad: 30, 60, 90, 90, 60, 30°, X-Achse = Zeit in Sekunden, Stuart et al., 1996, S. 796 f.....	12
<i>Abb. 11.</i>	Spannungsformen, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 90	13
<i>Abb. 12.</i>	Mathematische Modelle zur Bestimmung einer summierten vektoriellen Kraft, Hehne, 1984, S. 8, 13	14
<i>Abb. 13.</i>	Reviewübersicht von Escamilla 2001, S. 129, alle Kraftangaben resultieren aus mathematischen Modellen, die vektorielle Summenkräfte abbilden, welche nur in einer Ebene bestimmt wurden, nur eine isolierte Spannungsform betrachten und keinen Bezug zu einer Fläche aufweisen	16
<i>Abb. 14.</i>	Kontaktflächenmessungen des Patellofemoralgelenks aus unterschiedlichen Untersuchungen, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 296	18
<i>Abb. 15.</i>	Messapparatur, Hehne, 1983, S. 74.....	19
<i>Abb. 16.</i>	Auswertungsbilder einer Patella bei 200 daN Sehnenzuglast in Kniebeugewinkeln von 30°, 60°, 90°, 120° und 140° von links oben nach rechts unten, links = lateral, Hehne, 1983, S. 67	20
<i>Abb. 17.</i>	Kontaktflächen der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnenzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte $\pm 0,2$ bis $\pm 0,9 \text{ cm}^2$, Hehne, 1983, S. 83	20

<i>Abb. 18.</i>	Anpresskraft der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnenzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte ± 2 bis ± 32 daN, Hehne, 1983, S. 86	21
<i>Abb. 19.</i>	Mittlerer Druck an der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnenzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte ± 1 bis ± 6 daN/cm ² , Hehne, 1983, S. 89	21
<i>Abb. 20.</i>	Links: häufigste Zone des mittleren Maximaldruckes bei Knieflexion von 30°-140°, rechts: häufigste Kontaktzone bei Knieflexionen von 30°-140°, Hehne, 1983, S. 91	21
<i>Abb. 21.</i>	a) Verhältnis femoropatellarer Kraft F_{FP} und Quadricepskraft F_Q , b) Umlenkung Quadricepssehne, γ zeigt den von der Femurschaftlängsachse und Quadricepssehne eingeschlossenen Winkel, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 298	23
<i>Abb. 22.</i>	Darstellung der Knorpelfläche von ventral, dorsal und lateral, Wurzinger, 2014, S. 363, 374	24
<i>Abb. 23.</i>	Meniskenbewegung während Knieflexion, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 279	25
<i>Abb. 24.</i>	Tibiofemoralgelenk in der Sagittalebene, Diemer & Sutor, 2007, S. 302	26
<i>Abb. 25.</i>	Kontaktflächen im Tibiofemoralgelenk, Mittelwerte und Standardabweichung, in % Anteil der Meniskusfläche an der Kontaktfläche der Knorpel, Yao et al., 2008, S. 677	27
<i>Abb. 26.</i>	Visualisierung der Kontaktflächen im Tibiofemoralgelenk aus MRT-Untersuchungen in Extension und Flexion, c=Knorpelkontaktfläche, m=Meniskuskontaktfläche, Yao et al., 2008, S. 681	27
<i>Abb. 27.</i>	Verhalten der Kreuzbänder bei Knieflexion, Modell: Tibia fixiert und Femur mobil, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 246	28
<i>Abb. 28.</i>	Druckverteilung a) bei isolierter Kontraktion auf einer Seite, kleine Fläche und Belastungsspitzen, b) bei Kokontraktion durch Antagonisten, größere Fläche und kleinere/gleichmäßigere Belastungen, Baratta et al., 1988, S. 120	30

Abb. 29.

Durchschnittliche Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur während der Kniebeugung und -streckung bei der Leg-Extension (untere Linie), der Leg-Press (mittlere Linie) und der Nackenkniebeuge (obere Linie), EMG-Signal in % zum MVC zum Beugewinkel, Wilk et al., 1996, S. 524.....31

Abb. 30.

Hebellängen bei unterschiedlichen Kniebeugepositionen, beschriftete eingefügte Strecken sind kopiert und besitzen die gleiche Länge, modifiziert nach Rippetoe, 2007, S. 16 38

Tabellenverzeichnis

Tab. 1.	
	<i>Funktionelle Bewegung der Tibia und des Femur in Extension und Flexion.....</i> 3
Tab. 2.	
	<i>Belastungsregime von Kreuzbändern während Kniebeugen</i> 29

Formelverzeichnis

Form. 1.

Formel zur Bestimmung des retropatellaren Druckes nach Bandi, „Kommentar zur Berechnungsformel: X = femoropatellarer Druck, q = Körpergewicht, γ = Winkel zwischen den Tangenten an Quadricepssehne und Ligamentum patella, r = senkrechter Abstand zwischen Ligamentum patellae und Querachse des Kniegelenks, F und T = Hebelarmlänge an Ober- und Unterschenkel, α_F = Winkel zwischen Hebelarm und Senkrechter am Oberschenkel, α_T = Winkel zwischen Hebelarm und Senkrechter am Unterschenkel“, Bandi, 1980, S. 21 f., kein Bezug zur Fläche zu entnehmen 14

Form. 2.

F = Anpresskraft, A = Fläche, P = Druck, Hehne, 1983, S. 80 20

Form. 3.

\bar{P} = mittlerer Druck, F = Anpresskraft, A_K = durchschnittliche Fläche, Hehne, 1983, S. 80 20

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wurde auf das Hinzufügen weiblicher Endungen verzichtet. Sofern nicht eindeutig kenntlich gemacht, schließt die männliche Form die weibliche mit ein.

1 Einleitung

Die Kniebeuge stellt eine der grundlegendsten Bewegungen unserer Zeit dar. Schon in der Epoche, in der wir Menschen noch mehr auf das Sammeln und Jagen aus waren, bildete diese Bewegung eine elementare Grundlage, um Dinge vom Boden aufzuheben, sich bei der Jagd zu ducken oder sich hinzusetzen und wieder aufzustehen. Heute wird die natürliche Bewegung weniger im Alltag angewendet. Dafür wird sie im Sportbereich tatkräftig vollzogen und ist nicht mehr wegzudenken. Sie stellt eine wundervolle komplexe Bewegung dar, die nahezu den ganzen Körper fordert. Neben der klassischen Ausführung mit der Freihantel haben sich vielfältige Variationen entwickelt, um die entsprechenden Hauptmuskelgruppen zu trainieren: Beinpresse liegend, sitzend, stehend, in verschiedenen Winkeln, Multipresse und weitere. In Anbetracht der kognitiven Entwicklung des Menschen und der einhergehenden Wissenschaft wird seit mehreren Jahrzehnten die „richtige“ oder „gesunde“ Ausführung der klassischen Kniebeuge hinterfragt, um auch Ableitungen auf die Variationen treffen zu können. Die Neandertaler haben sich darüber wahrscheinlich weniger Gedanken gemacht. Dabei ist die Fragestellung schon berechtigt, da heutzutage freiwillig externe Lasten überwunden werden, die das eigene Körpergewicht weit übersteigen. Damals tat man dies wohl nur, wenn man es musste. Trotzdem wir im 21. Jahrhundert leben und wir annehmen könnten, dass die Kniebeuge, die seit mehr als 100 Jahren im Leistungssport als Hauptbewegung oder als Zubringerleistung durchgeführt wird, in all ihren Facetten erforscht ist, irrt. In den folgenden Abschnitten stellt der Autor verschiedene Parameter in Frage und versucht diese mit seiner Literaturrecherche bestmöglich zu beantworten. Es wird sich herausstellen, dass die scheinbar einfache Thematik komplexer ist als angenommen, Fehldiagnosen auftreten und Annahmen leider zu Dogmen modifiziert wurden.

Es sei darauf verwiesen, dass die genannten Schlussfolgerungen der Zeit der Recherche und des eigenen Wissens resultieren. Mit weiterer Forschung sei es nicht ausgeschlossen, dass sich die Meinung des Autors ändern kann, worauf jeder ein Anrecht hat. Genau wie die Freiheit, ob man sich den hier beschriebenen Tatsachen annimmt oder nicht. Hinzu wird kein Anspruch auf Vollständigkeit erhoben.

2 Fragestellung

Bei der Diskussion in der Kniebeuge geht es in der Regel um die Ausführung einer Tiefkniebeuge oder einer halben Kniebeuge. Durch diese unterschiedlichen Ausführungsvarianten entwickelten sich verschiedene Dogmen, welche die Ausführung der einen oder der anderen Variante rechtfertigen sollen. Daher war es die Absicht des Autors, die Entstehung der gegebenen Postulierungen zu einer Kniebeuge herauszufinden. Es war das Ziel, wissenschaftliche Begründungen herauszufinden, welche die Ausführungsvarianten bestätigen können. Die gesichteten Ergebnisse wurden

kritisch reflektiert. Es wurden folgende drei Themen als Hauptuntersuchungsschwerpunkt herausgewählt:

- Fußstellung V-Form
- Retropatellarer Druck im Winkelverlauf
- Zehen über Fußspitzen

In der Literatur wird der Schulterbreitestand mit einer leichten Außenrotation der Füße in V-Form empfohlen (Zawieja, 2008, S. 28, 48, 51). Da in der Literatur nie ein ausschlaggebender Grund für diese Position angegeben wird, soll diese Position kritisch hinterfragt werden.

Das Knie besitzt die größte Aufmerksamkeit in der Kniebeugebewegung. Durch „falsche“ Bewegungsausführung gilt es als gefährdet. Unzählige Diskussionen über die „korrekte“ Kniebeugetiefe werden geführt. Besondere Beachtung erfährt der retropatellare Druck, weil hier der dickste menschliche Knorpelfilm vorliegt und postuliert wird, dass dort öfter Arthrosen auftreten (Kapandji, 1992, S. 100). Daraus ergibt sich die Frage, ob eine Kniebeuge diesen Degenerationsprozess fördert bzw. welche Winkelbereiche spezifische Druckbelastungen hervorrufen, die pathologisch wirken. Einhergehend ergibt sich daraus die Diskussion, ob die Knie im Bewegungsverlauf über die Zehenspitzen geführt werden sollten oder nicht. Die Annahme ist, dass die Druckkräfte bei einer ventralen Verschiebung steigen.

Die Kniebeuge stellt eine Komplexbewegung dar und neben dem Kniegelenk haben das Hüftgelenk und das obere Sprunggelenk ebenso eine nicht zu vernachlässigende Bedeutung. Nichtsdestotrotz wird in dieser Arbeit nur auf das Kniegelenk eingegangen.

Aus der Recherche haben sich weitere Themen ergeben. So wurde das Tibiofemoralgelenk mit seinen Strukturen auf ihre Funktion und Degeneration zu Krafteinwirkungen betrachtet. Ziel dieser Untersuchungen der Wissenschaft ist es, die maximale Festigkeit der Gewebe zu bestimmen und diese mit den dynamischen Belastungswerten aus mechanischer Belastung zu vergleichen. Daraus sollen Ableitungen für die Belastung getroffen werden, um pathologische Erscheinungen zu vermeiden. Ob dies der Wissenschaft gelingt, wird die Analyse zeigen.

Weiter wurden Einflussfaktoren auf die Kniebeuge, die muskuläre Aktivität in der Bewegung und Adaptationserscheinungen untersucht.

3 Methodik

Als Überblick diente das Review von Hartmann & Wirth 2014 unter dem Namen „Literaturbasierte Belastungsanalyse unterschiedlicher Kniebeugevarianten unter der Berücksichtigung möglicher Überlastungsschäden und Anpassungseffekte“. Die vorliegende Arbeit ist als Ergänzungsarbeit anzusehen. Teile des Review wurden kritisch betrachtet. Die zitierte Originalliteratur wurde begutachtet und durch weitere Literaturrecherche ergänzt.

4 Analyse

4.1 Fuß- und Standposition

Im folgenden Abschnitt wird die anatomische Beinachse mit ihrem Verbindungsglied Kniegelenk aus anatomischer und biomechanischer Sicht betrachtet.

Abb. 1 zeigt die sich verändernde Bewegungsachse eines rechten Kniegelenks während der Flexion.

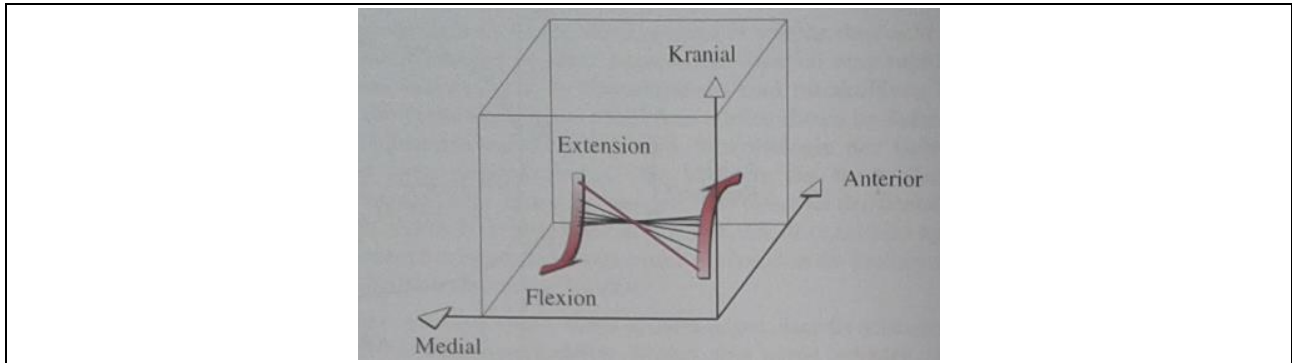


Abb. 1. Helikoidale Achse im dreidimensionalen Raum eines rechten Kniegelenks, Ansicht: dorsal-lateral, rote Achse verweist auf den Beginn der Flexionsbewegung, Bewegungsassoziation der Beugung des Kniegelenks entspricht einer Flexion/Innenrotation/Adduktion, Bewegungsassoziation der Streckung entsprechend entgegengesetzt Extension/Außenrotation/Abduktion, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 262

Daraus ist abzuleiten, dass das Kniegelenk kein reines Scharniergelenk darstellt. Neben der Hauptbewegung der Flexion und Extension in der Sagittalebene findet eine Rotation in der Transversalebene mit einer Spannweite von ca. 12° und eine Adduktion-/Abduktionsbewegung bzw. eine Valgus/Varus-Bewegung in der Frontalebene von einer Spannweite von ca. 8° statt. Hauptursache hierfür ist die anatomische Ausprägung des Tibiaplateaus und der Femurkondylen. Die jeweiligen Bewegungen in den Ebenen ergeben sich aus den Bewegungen der Tibia und des Femurs in der Extension und Flexion. So findet bei der Extension bei der Tibia eine Außenrotation und Abduktion statt, während es bei der Flexion zu einer Innenrotation und Adduktion kommt. Ein umgekehrtes Bild gilt für den Femur. In der Extension kommt es zu einer Innenrotation und Abduktion, während er in der Flexion außenrotiert und adduziert wird (Klein & Sommerfeld, S. 261 ff.; Kapandji, 1992, S. 144; BioConform GmbH, 2016). Die Tab. 1 stellt den Zusammenhang übersichtlich dar.

Tab. 1. Funktionelle Bewegung der Tibia und des Femur in Extension und Flexion

	Extension	Flexion
Femur	Innenrotation Abduktion	Außenrotation Adduktion
Tibia	Abduktion Außenrotation	Adduktion Innenrotation

Neben der Beuge-/Dreh-/Kippbewegung ist noch eine verstärkte willkürliche Rotation bei flektiertem Knie möglich. Mit zunehmender Extension nimmt diese Rotationsfähigkeit jedoch ab. Letztendlich kommt es zu einer Schlussrotation, die ca. in den

letzten 20° der Extension vollzogen wird. Begleitet wird diese durch die Außenrotation der Tibia und der Innenrotation des Femur. In der vollständigen Streckung ist das Gelenk „eingerstet“ und eine Rotation des Beines kann nur noch über das Hüftgelenk erfolgen. In endgradiger Streckung stehen die Diaphysenachse des Femurs und die der Tibia nicht kongruent zueinander und bilden einen Winkel von ca. 170-175°. Daraus resultiert in der natürlichen Streckstellung eine leichte Valgus Position, Abb. 5 (Klein & Sommerfeld, 2004, S. 259; Tittel, 1994, S. 195; Appel & Stang-Voss, 2008, S. 84; Kapandji, 1992, S. 66 f.).

Die Pfanne des Hüftgelenks beherbergt den Femurkopf und ist nach ventral-kranial ausgerichtet. Jeweils wird eine Ausrichtung von 30-40° der Gelenkachsen zur Frontal- und Transversalebene angegeben, Abb. 2 c und d. Dem einhergehend wird der Femur leicht nach vorn ausgeladen. Durch seine interne Torsion verlagert er sich jedoch nach dorsal, wodurch er die Frontalebene der Hüftgelenksachse nahezu vollständig verlässt. Unterstützt wird dies durch die physiologische Schrägstellung des Femurhalses zur Hüftgelenksachse. Der resultierende Winkel wird Antetorsionswinkel genannt und variiert von 10-30°, Abb. 2 a und b (Kapandji, 1992, S. 16, 74).

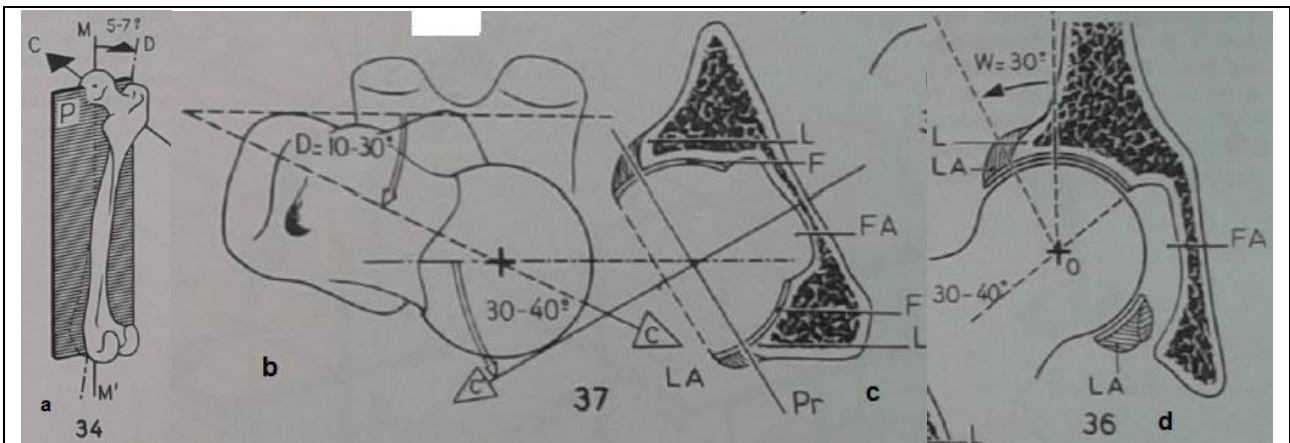


Abb. 2. Anatomische Position des Femur im Hüftgelenk, a) Femur liegt nahezu hinter der Frontalebene der Hüftachse, b) Femurkopf in der Hüftpfanne, D = Anteversionswinkel, c) ventrale Femurausrichtung aus der Hüftpfanne in der Transversalebene, 30-40°, d) kaudale Femurausrichtung aus der Hüftpfanne in der Frontalebene, 30-40°, Kapandji, 1992, S. 17

In der folgenden Abbildung werden die Gelenkflächen der Hüfte, des Knies und des oberen Sprunggelenks mit ihren physiologischen Ausgangsstellungen und ihren knöchernen Torsionen zueinander aus der „Vogelperspektive“ in der Transversalebene betrachtet.

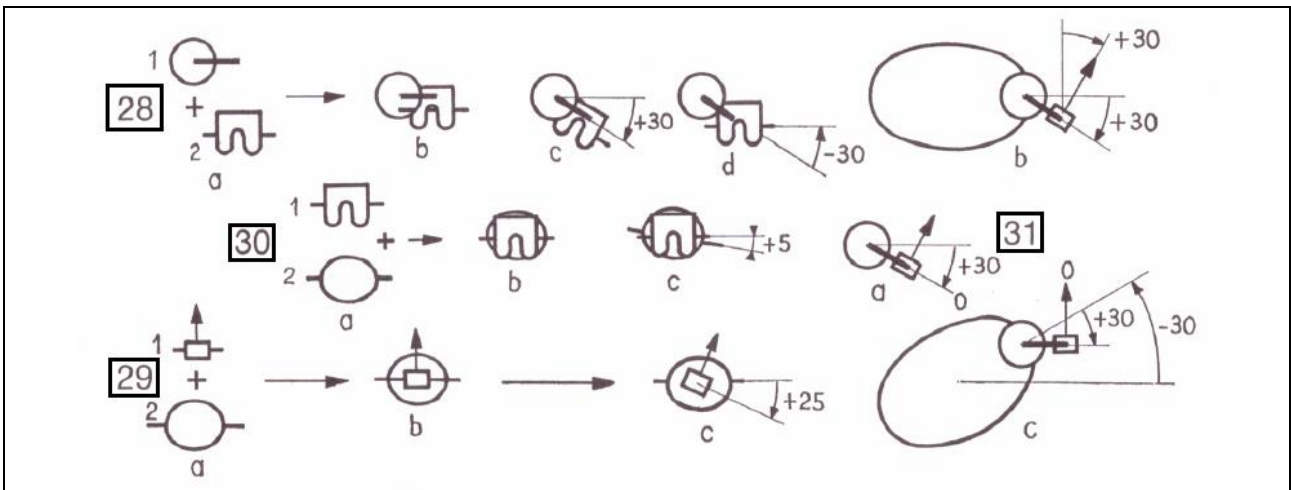


Abb. 3. Physiologische Ausrichtung der Beinachse aus einer Ansicht von oben auf die Transversalebene, Kapandji, 1992, S. 75

Die Erläuterung der Darstellung wird von Kapandji übernommen (1992).

„Torsion des Femur (Abb. 28): Schematisch (a) sind Kopf und Hals (1) sowie Femurkondylen (2) dargestellt. Ohne Torsion (b) läge die Achse des Halses mit der der Kondylen in einer Ebene. Der Hals bildet aber mit der Frontalebene einen Winkel von bis zu 30° (c), soll die Kondylenachse frontal eingestellt sein (d), muss eine Torsion der Femurdiaphyse um bis zu -30° nach innen erfolgen (es wird nicht völlig korrekt von einer Femurtorsion gesprochen. Es liegt eine Anteversion des Femurhalses vor, die beim Erwachsenen im Mittel bei 12° liegt. Der angegebene Wert von 30° ist ein Extrem).

Torsion des Unterschenkelknochens (Abb. 29): Dargestellt sind (a) distales Tibiaende (1) und Tibiakondylen (2). Ohne Torsion (b) stehen die Querachsen von proximalem und distalem Tibiaende frontal. Real allerdings verläuft die distale Achse schräg, der Malleolus lateralis ist nach hinten versetzt, was einer Außenrotation der Tibia von ca. 25° entspricht.

Die Achsen von Femur- und Tibiakondylen (Abb. 30a) scheinen auf den ersten Blick beide exakt frontal zu stehen (b). Die automatische Schlussrotation bei der Streckung lässt allerdings die Tibia gegenüber dem Femur um 5° nach außen rotieren. Die über die Gesamtlänge der unteren Extremität auftretenden Torsionen heben sich teilweise auf (Abb. 31a). Die Achse des oberen Sprunggelenks liegt grob in der Ebene der Halsachse (maximal 30° außenrotiert). Beim symmetrischen, beidbeinigen Stand (Fersen berühren sich) ist die Fußlängsachse nach außen-vorne (b) gerichtet (max. 30°). Bei einer schnelleren Fortbewegung wird das Hüftgelenk auf der Spielbeinseite nach vorne gebracht (c). Das Becken dreht sich in der Horizontalen um maximal 30°, so dass der Fuß geradlinig in Fortbewegungsrichtung aufgesetzt wird. Nur so kann er optimal abrollen.“ (Kapandji, 1992, S. 74 f.)

Die Erklärung verdeutlicht die natürliche Fußstellung von 0-30° auf jeder Seite zur Sagittalebene gesehen. Abb. 4 illustriert noch einmal die Auswirkung auf den Spürwinkel des Fußes, wenn sich der Anteversionswinkel verändert. Im Durchschnitt liegt der Öffnungswinkel je Fuß bei 12°, 30° wird als Extremwert angegeben (Kapandji, 1992, S. 74 f.). Somit kommt es zu der allgemeinen Aussage, dass der physiologische Öffnungswinkel der Füße/Beine in etwa 30° entspricht ($2 \cdot 12^\circ = 24^\circ \approx 30^\circ$).

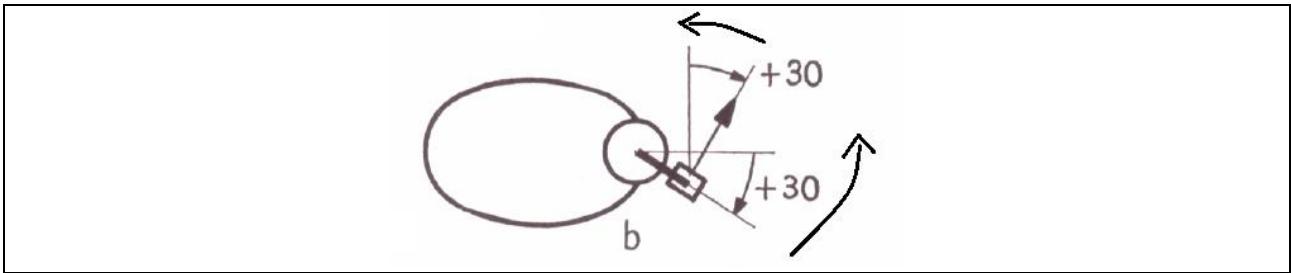


Abb. 4. Darstellung der physiologischen Spurbreitenverringering bei anatomisch geringerem Anteversionswinkel der Hüfte, modifiziert nach Kapandji, 1992, S. 75

Wird in der Sportpraxis verlangt, die Füße in der Kniebeuge-Ausgangsposition parallel aufzustellen, kann dies der natürlichen individuellen Position widersprechen. In der natürlichen Standposition sind die Bänder des Hüftgelenks gleichmäßig gespannt. Besitzt eine Person einen natürlichen Außenwinkel seiner Beinachse und ist nun aufgefordert seine Füße parallel auszurichten, muss aufgrund der Schlussrotation im Kniegelenk eine Innenrotation im Hüftgelenk durchgeführt werden. Es kommt zu einer ungleichen Anspannung der Gewebe im Hüftgelenk. Die ventralen Bänder und die Kapsel werden entspannt, während die dorsale Kapsel und das dorsale Hüftband vermehrte Spannung erfahren (Kapandji, 1992, S. 28 ff.). Diese Ungleichverteilung stellt keine gute Voraussetzung für eine lastüberwindende Übung dar. Demnach ist der allgemeinen Technikempfehlung die Füße in leichter V-Form aufzustellen, wie es einem am angenehmsten ist, zu bestätigen (Zawieja, 2008, S. 20, 28, 51). Als Hilfestellung kann das eigene Körperempfinden genutzt werden, in dem die Füße sukzessive die Rotationsspannweite durchpositionieren. Die jeweilige Anspannung im Hüftgelenk kann wahrgenommen werden. In der Position, wo die geringsten Anspannungen vorliegen, entspricht der individuellen physiologischen Position, die auch am angenehmsten empfunden werden sollte.

Um die optimale Breite der Standposition zu begutachten, muss die Lastverteilung auf die gestreckte Beinposition betrachtet werden. Hierbei resultieren drei Achsen, Abb. 5. Die erste resultiert aus der Strecke AOC. Wie bereits beschrieben, handelt es sich hier um die Schaftachsen des Femur und der Tibia, die einen natürlichen Valgus-Winkel bilden. Die Strecke HC beschreibt die mechanische Tragachse. Sie verläuft durch die Mittelpunkte des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks. Im Unterschenkel ist ihr Verlauf identisch mit der Tibiaachse. Die Strecke GC bildet die mechanische Beinachse in Form einer einfachen Vertikalen. Stehen die Füße aneinander, resultiert ihre Abweichung zur Tragachse aus der breiteren Hüftposition im Vergleich zu der Knie- und Fußgelenksdistanz (Kapandji, 1992, S. 20, 66).

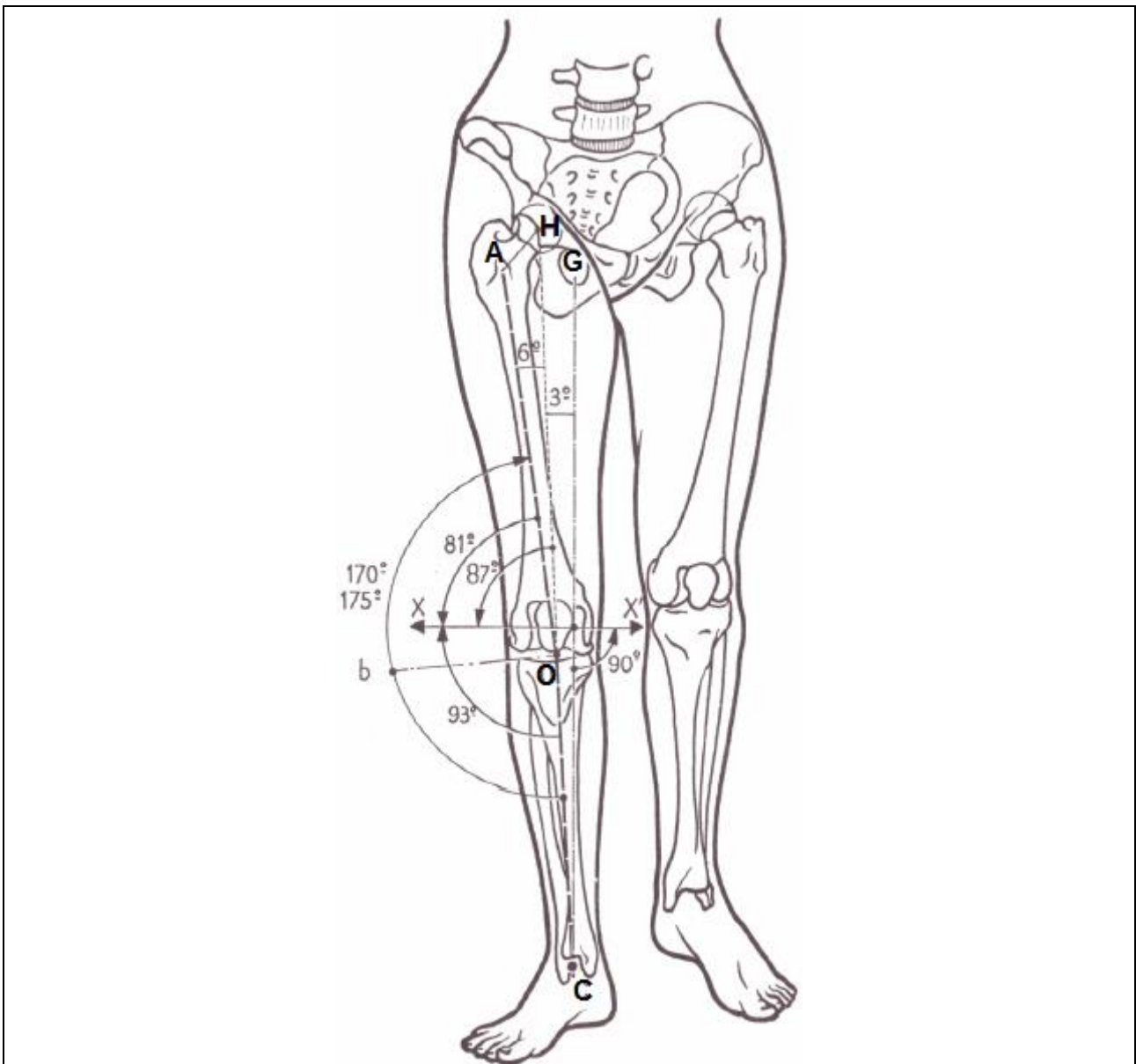


Abb. 5. Biomechanik des gestreckten Beines, Strecke AO = Schaftachse Femur, Strecke OC = Schaftachse Tibia, Strecke HC = mechanische Tragachse, Strecke GC = vertikale mechanische Beinachse, modifiziert nach Kapandji, 1992, S. 67

Je größer die Abweichung der Vertikalen zur Tragachse, desto länger ist der wirkende Hebelarm und das valgische Moment wird erhöht. Somit kommt es zu einer stärkeren Belastung des medialen Bandapparates, einer Aufklaffung des medialen Gelenkspaltes und einer größeren Beanspruchung des lateralen Meniskus (Appell & Stang-Voss, 2008, S. 86; Kapandji, 1992, S. 106 ff.). Werden die Beine nun weiter auseinandergestellt, nähert sich die vertikale Achse der Tragachse an und der Hebelarm verringert sich. Bei einer hüftbreiten Stellung ist das leichte valgische Drehmoment aufgrund der Anatomie, Strecke AOC, immer noch erhalten. Erst ein schulterbreiter Stand scheint die vertikale mechanische Beinachse noch dichter an die Diaphyseachse des Femurs zu bringen, wodurch sich der wirkende Hebelarm weiter verkleinert und dem Druck der natürlichen Valgusstellung entgegengewirkt wird. Aus diesen Annahmen kann die These eines schulterbreiten Standes in der Kniebeuge

gestützt werden (Zawieja, 2008, S. 28, 48, 51). Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass die Betrachtung nur in der Frontalebene stattfand und ein physiologisch perfektes Modell herangezogen wurde, welches eine natürliche Valgus- oder Varus-Stellung nicht berücksichtigte.

Es kann zusammengefasst werden, dass die üblichen Anweisungen zur Ausgangsstellung einer Kniebeuge aus anatomischen und biomechanischen Gesichtspunkten bestätigt werden können. So sollen die Füße in einem schulterbreiten Stand einen individuellen Winkel von 0-30° zur Sagittalebene einnehmen. Auf ein angenehmes subjektives Empfinden sollte in der Ausgangsstellung eingegangen und herausgefunden werden. Auf die Fragestellung des Verlaufes der Kniebewegung in der Beuge- und Streckbewegung wird wissenschaftlich nicht weiter nachgegangen, da der Autor der Ansicht ist, dass die postulierte Meinung, die Knie im Verlauf der Zehen zu führen, als korrekt angesehen wird (Zawieja, 2008, S. 24, 28). Kommt es in der Flexion und/oder in der Extension zu einer Varisierung oder Valgisierung, sodass die Gelenkflächen von Hüft-, Knie- und oberen Sprunggelenk in ihrer Lastachse nicht mehr kongruent zueinander stehen, wird angenommen dass sich die Scher- und punktuellen Druckkräfte stark vergrößern. Diese können vermutlich pathologische Erscheinungen nach sich ziehen. Wissenschaftlich ist dies jedoch nicht belegt.

Aus den Ergebnissen stellt sich die Frage, ob eine anatomische Eigenschaft, z.B. ein geringerer Anteversionswinkel in der Hüfte, der eine gerade Fußposition und somit eher eine parallele Fußstellung in der Kniebeuge mit sich führt, eine Prädisposition für das Training bzw. für die Muskelaktivierung hervorruft. Dieser Frage soll u.a. im nächsten Kapitel nachgegangen werden.

4.2 Muskuläre Aktivierung und ihre Einflussfaktoren

Gullet, Tillmann, Gutierrez & Chow untersuchten u.a. die muskuläre Aktivität einer Nackenkniebeuge im Vergleich zu einer Frontkniebeuge. Das Probandenkollektiv bestand aus neun Männern und sechs Frauen mit einer mindestens einjährigen Krafttrainingserfahrung, die sich aus mindestens einem Training pro Woche auszeichnete. Das Durchschnittsalter betrug 22 Jahre. Eine schulterbreite Standposition bildete die Ausgangsstellung. Eine Vorgabe zur Fußstellung und zum Flexionswinkel konnte nicht eruiert werden. Abbildungen deuten auf ca. 130° Beugung hin, wobei 0° der vollständigen Streckung entspricht. Die Untersuchung erfolgte mit 70% des Einwiederholungsmaximums (1RM = one repetition maximum) in der jeweiligen Übung. Die elektromyografischen (EMG) Ableitungen erfolgten an dem M. quadriceps, M. rectus femoris, M. vastus lateralis und medialis, an der ischiocruralen Muskulatur, M. biceps femoris und M. semitendinosus, und am M. erector spinae. Die Ergebnisse verweisen auf minimale absolute Unterschiede, aber auf keine signifikanten Unterschiede zwischen den Übungen, Abb. 6a. Weiter konnte die Untersuchung hervorbringen, dass die Muskelaktivität in der aufsteigenden Phase, konzentrischen Phase, die der absteigenden Phase um ein Weites übersteigt. Alle abgeleiteten Muskeln erbringen einen signifikanten Unterschied bei $p=0,05$, Abb. 6b (2008).

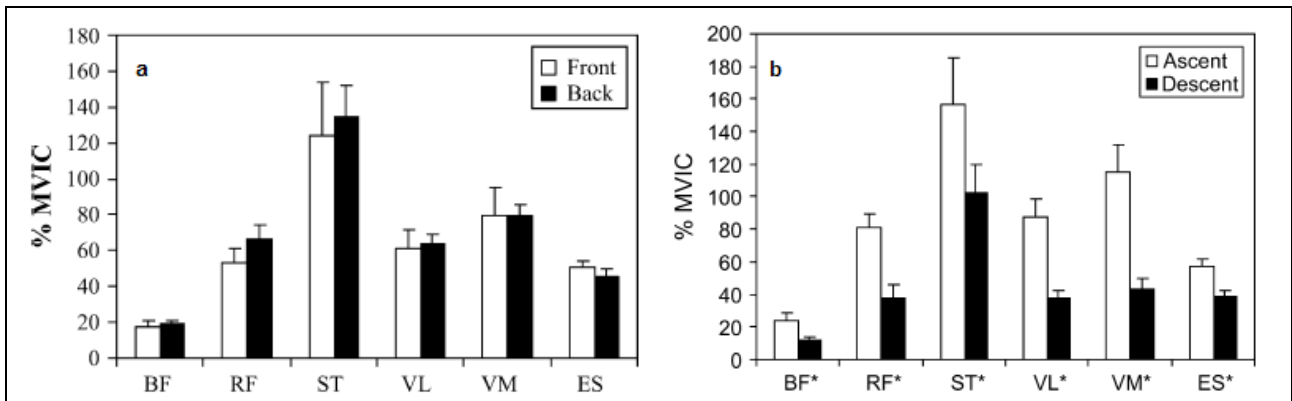


Abb. 6. Durchschnittliche Muskelaktivität während a) Front- und Nackenkniebeuge b) zwischen absteigender (descent) und aufsteigender (ascent) Phase, Angaben in % zum MVC, * Signifikanz bei $p=0,05$, BF = M. biceps femoris, RF = M. rectus femoris, ST = M. semitendinosus, VL = M. vastus lateralis, VM = M. vastus medialis, ES = M. erector spinae, Gullet et al., 2008, S. 290

Besonders auffällig ist die je Phase höchste Aktivität des M. semitendinosus. Abb. 7 verdeutlicht die EMG-Verläufe in einer Wiederholung einer Kniebeuge zum Flexionswinkel. Es ist auffällig, dass die Peakwerte der jeweiligen Muskeln in der Regel erst nach der tiefsten Knieflexion erreicht werden (Gullet et al., 2008).

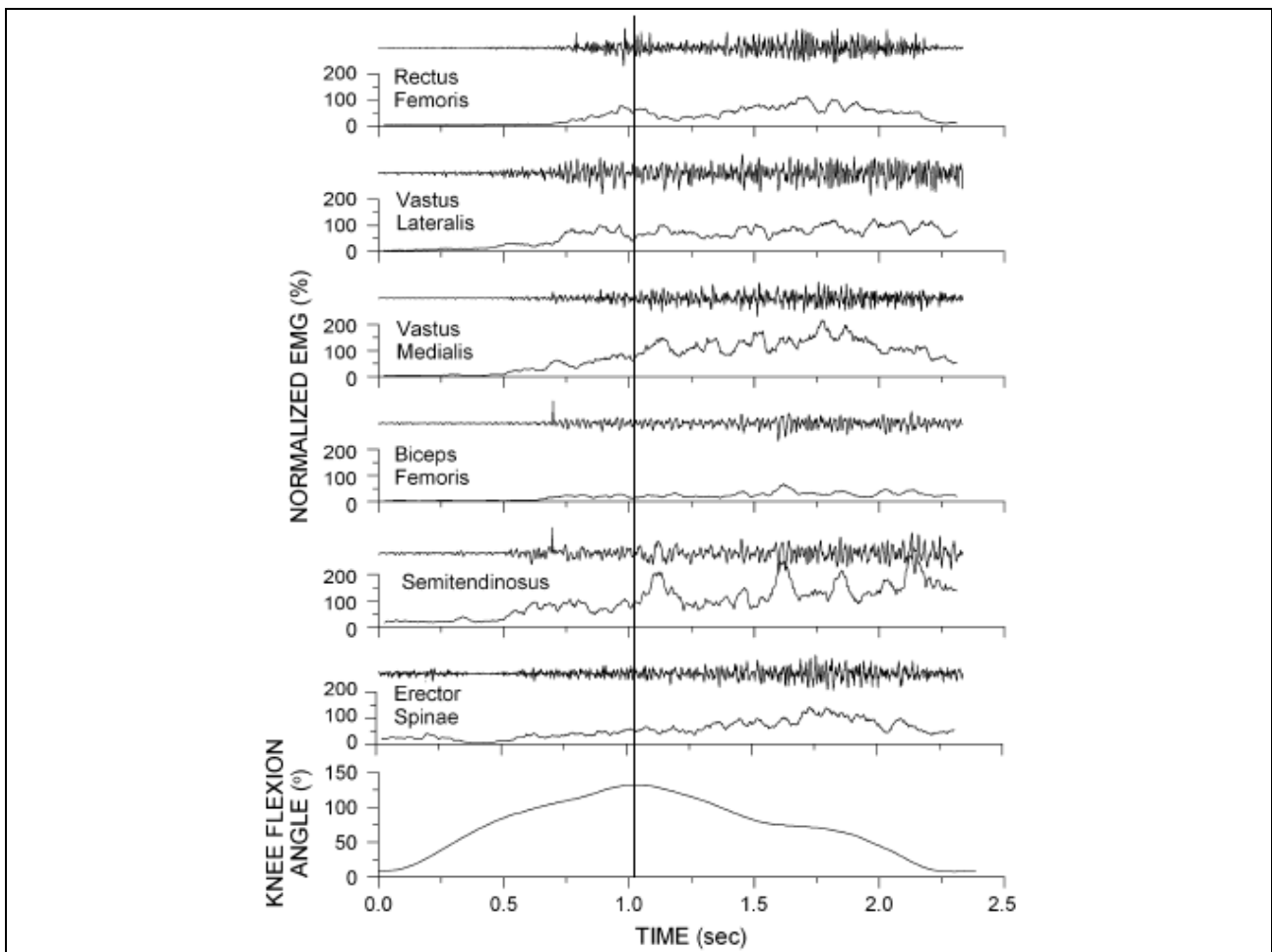


Abb. 7. EMG-Verlauf ausgewählter Muskeln während einer Kniebeuge, Rohsignal und bearbeitetes Signal, durchgezogene Linie entspricht größter Beugtiefe bzw. Arbeitsumkehrpunkt, Gullet et al., 2008, S. 289

McCaw & Melrose bestätigen in ihrer Untersuchung zum einen diese Aussage, zum anderen zeigen ihre Ergebnisse auch muskelspezifische Abhängigkeiten, Abb. 8 (1999, S. 432 f.).

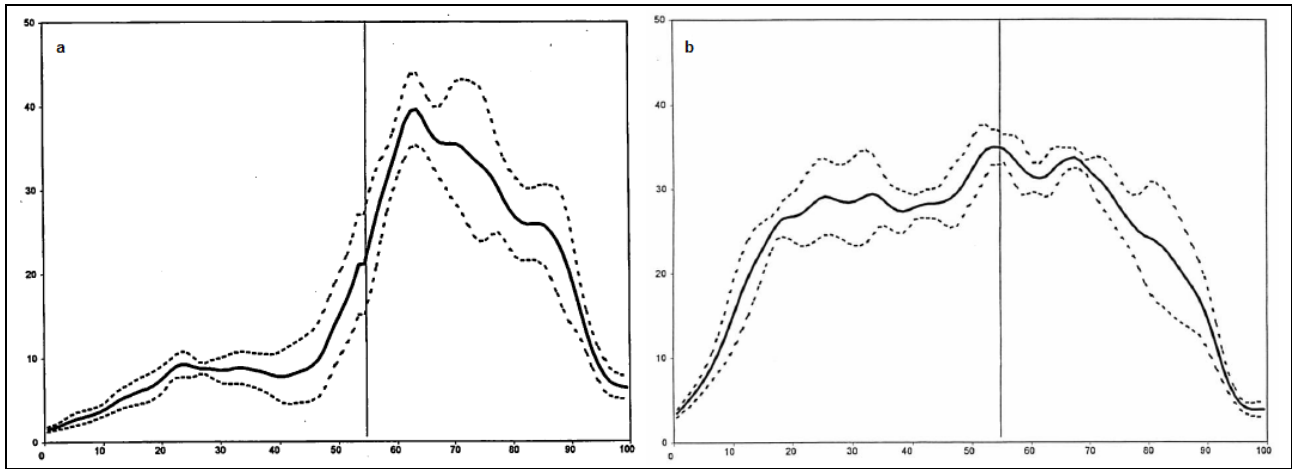


Abb. 8. EMG-Verlauf während einer Kniebeuge, Y-Achse EMG-Signal in μV , X-Achse Zeit in Sekunden, a) M. rectus femoris bei 80% des 1RM im schulterbreiten Stand b) M. vastus lateralis bei 80% des 1 RM im weiten Stand, durchgezogene Linie entspricht Mittelwert, gepunktete Linie SD, keine Angabe ob es sich um den gleichen Probanden handelt, vertikale Linie markiert die tiefste Hockposition bzw. die Bewegungsumkehr, McCaw & Melrose, 1999, S. 432 f.

Weiter war es ihr Hauptanliegen, unterschiedliche Standpositionen in der Nackenkniebeuge mit zwei unterschiedlichen Lasten in Bezug auf die Muskelaktivität zu vergleichen. Ihr Probandenkollektiv bestand aus neun Männern ebenfalls mit einer mindestens einjährigen Krafttrainingserfahrung. Ihr Durchschnittsalter betrug 22 Jahre. Die Untersuchung wurde mit 60% (geringe Last) und 75% (hohe Last) des 1 RMs durchgeführt. Die Standpositionen wurden in drei Bereiche unterteilt: schmal, normal, weit. Dabei entsprach normal der individuellen Schulterbreite, schmal 75% der Schulterbreite und weit 140% der Schulterbreite. Die Ausrichtung der Füße wurde den Probanden überlassen. Die Ausführung sollte jeweils einer parallelen Kniebeuge entsprechen. Demnach wird ein Flexionswinkel von ca. 100° angenommen, wobei 0° der vollständigen Streckung entspricht. Die EMG-Ableitungen erfolgten am M. quadriceps, M. rectus femoris, M. vastus lateralis und medialis, am M. biceps femoris, am M. gluteus maximus und am M. adductor longus. Ausgewertet wurde die durchschnittliche EMG-Aktivierung. Die Ergebnisse konnten keine Unterschiede zwischen den Standpositionen hervorbringen. Lediglich die höhere Last zeigte bei manchen Muskeln eine signifikante Mehraktivierung bei $p=0,05$. Auch diese Untersuchung konnte aufzeigen, dass die größere Muskelaktivität in der aufsteigenden Phase stattfindet und bestätigt somit die Ergebnisse von Gullet et al. (McCaw & Melrose, 1999). Abb. 9 zeigt die mittlere EMG-Aktivierung aller Fußpositionen der abgeleiteten Muskeln ohne Standardabweichung aus der hohen Belastung zur absteigenden (descent) und aufsteigenden (ascent) Phase der Kniebeuge. Die Mehraktivierung in der konzentrischen Phase wird ersichtlich. Weiterhin kann festgehalten werden, dass die Muskeln des M. quadriceps im Verhältnis eine wesentlich größere Aktivierung

erfahren als die anderen abgeleiteten Muskeln. Vergleicht man die Werte mit den Ergebnissen von Gullet et al., lassen sich Gleichnisse im Verhältnis der Streckmuskulatur und zum M. biceps femoris erkennen, Abb. 6b. Hingegen kann aus der Darstellung von Gullet et al. entnommen werden, dass der M. semitendinosus aus der ischiocruralen Muskulatur den stärksten Gegenspieler zum M. quadriceps darstellt. Es sei darauf verwiesen, dass in den Grafiken andere Skalierungen vorliegen, die das Bild verzerren können.

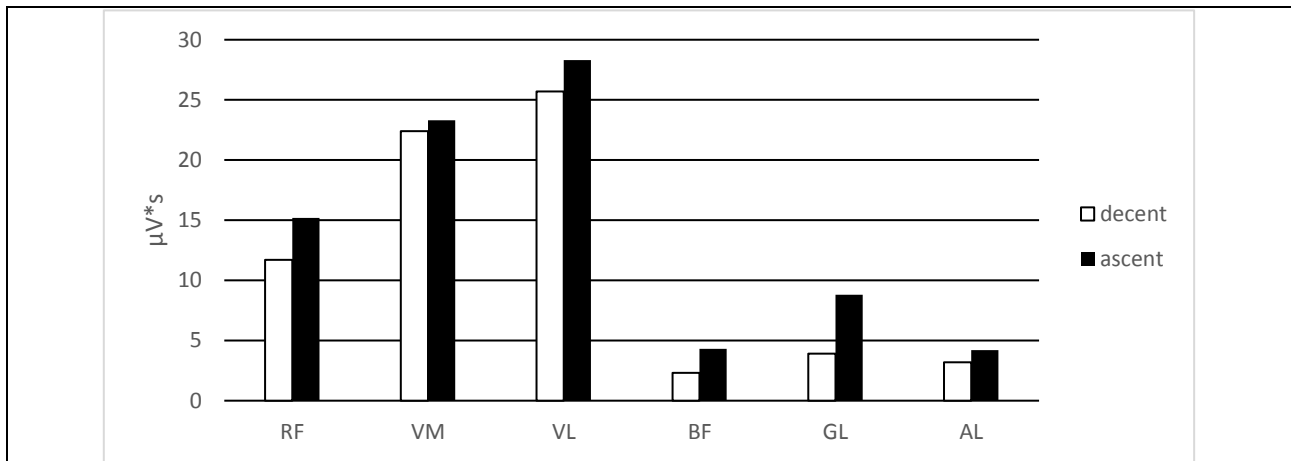


Abb. 9. Durchschnittliche Muskelaktivität zwischen absteigender (descent) und aufsteigender (ascent) Phase, Angaben in $\mu\text{V}\cdot\text{s}$, RF = M. rectus femoris, VM = M. vastus medialis, VL = M. vastus lateralis, BF = M. biceps femoris, GL = M. gluteaus maximus, AL = M. adductor longus

Dass eine Kniebeuge mehr die Streckerkette als die Beugergruppe beansprucht, können die Ergebnisse aus der Untersuchung von Stuart, Meglan, Lutz, Growney & An bestätigen. Sie verglichen u.a. die Muskelaktivierung von sechs männlichen Probanden bei der Nackenkniebeuge und Frontkniebeuge bei 100° Flexionswinkel. Ebenfalls entsprechen hier 0° der vollständigen Streckung. Leider fehlt eine Angabe, ob es sich um erfahrene Kraftsportler handelte. In der Methodik wurde eine invasive EMG-Messung angewandt. Demnach konnten alle vier Anteile des M. quadriceps abgeleitet werden. Weiterführend wurde auch nahezu die gesamte ischiocrurale Muskulatur abgeleitet, was in den bisher beschriebenen Studien ausblieb (M. semitendinosus, M. semimembranosus, M. biceps femoris langer Kopf). Die Ergebnisse sind als Summenaktivierung des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskulatur in Abb. 10 für die Front- und Nackenkniebeuge dargestellt. Den Ergebnissen ist zu entnehmen, dass der M. quadriceps unabhängig von der Ausführungsform der Kniebeuge im Mittel ca. die doppelte Arbeit leistet als die ischiocrurale Muskulatur. Hinzu können die Aussagen bestätigt werden, dass die höchsten Aktivierungen nach der größten Knieflexion erfolgen und dass diese von der jeweiligen Muskulatur bzw. von ihrer Beanspruchung abhängig sind (1996).

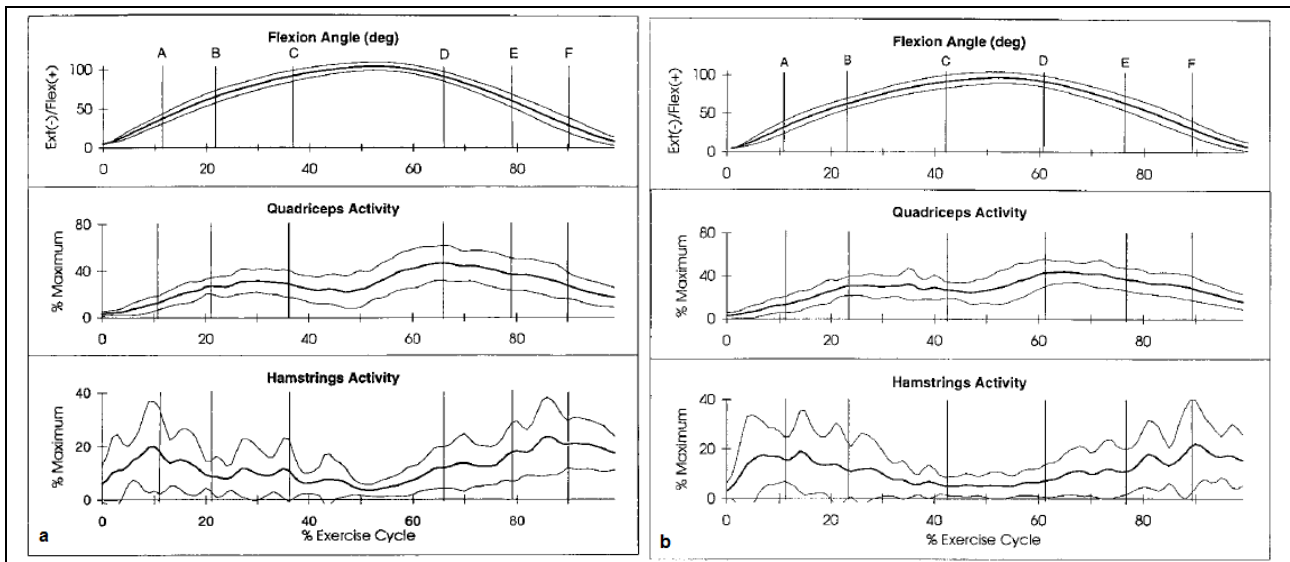


Abb. 10. Summierte intramuskuläre EMG-Ableitung des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskulatur in a) der Frontkniebeuge b) der Nackenkniebeuge zum Flexionswinkel, A-F = Flexionswinkel in Grad: 30, 60, 90, 90, 60, 30°, X-Achse = Zeit in Sekunden, Stuart et al., 1996, S. 796 f.

Escamilla, Fleisig, Zheng, Lander, Barrentine, Andrews, Bergemann & Moorman betrachteten in ihrer Untersuchung unter anderem die Muskelaktivität ebenfalls bei unterschiedlichen Standpositionen mit unterschiedlichen Ausrichtungen der Füße bei 0° und 30° im Knieflexionswinkel bis zu 100°. Auch hier konnten keine variierenden Aktivitäten aufgrund der ändernden Positionen in der konzentrischen und exzentrischen Phase bestimmt werden. Lediglich die Phasen unterschieden sich in ihrer Aktivität zugunsten der Streckphase. Als kurzer Exkurs werden die Ergebnisse der Muskelaktivierung bei einer horizontalen Beinpresse benannt, die in der Untersuchung mit aufgenommen wurden. Allgemein ist der M. quadriceps in beiden Phasen in etwa $\frac{1}{4}$ weniger aktiv und die ischiocrurale Muskulatur etwa $\frac{1}{2}$ weniger aktiv als in der Kniebeuge (2001, S. 1557).

Es ist festzuhalten, dass eine gezielte muskuläre Mehraktivierung durch eine Frontkniebeuge oder durch eine verändernde Stand- oder Fußposition anhand der dargestellten Studien nicht bestätigt werden kann. Parameter, die die muskuläre Aktivierung beeinflussen, sind die zu bewältigende Last und die Phase der Bewegung. Im Mittel ist die muskuläre Aktivierung des M. quadriceps in etwa doppelt so groß wie die der ischiocruralen Muskulatur. Kapandji verweist darauf, dass die Arbeitsleistung der Kniebeuger nur etwas mehr als ein Drittel der Arbeitsleistung der Kniestrecker entspricht. Ob dies einen Zusammenhang darstellt, kann diskutiert werden (1992, S. 140). Wahrscheinlich ist in der Kniebeuge der M. semitendinosus der größte Gegenspieler des M. quadriceps. Alle Untersuchungen erforderten einen Kniewinkel von mindestens 100°. Daher sind die Ergebnisse miteinander vergleichbar. Die höchste Aktivierung der Muskulatur erfolgt nach der größten Knieflexion. Diese Tatsache lässt sich auch für tiefere Beugepositionen vermuten.

4.3 Die Wissenschaft der Kniebeuge kritisch hinterfragt

In den wissenschaftlichen Arbeiten mit dem Inhalt Kniebeuge wird dem Kniegelenk in der Regel die meiste Beachtung geschenkt. Hierbei geht es fast immer um die Fragestellung, wieviel Druck, Zug oder Scherung durch die jeweilige Bewegung produziert wird. Leider wird in den Untersuchungen vernachlässigt, dass die Kniebeuge eine sehr komplexe Bewegung darstellt. Ein geringeres Augenmerk fällt auf die Fuß- und Hüftgelenke sowie auf die Wirbelsäule. Ungeachtet dessen verweist die Literatur auf wirkende Kräfte im Knie oder auf die jeweiligen Strukturen im Knie, die in den kommenden Absätzen kritisch hinterfragt werden.

Ziel der jeweiligen Forschung ist es, die genauen Kraftwerte einer Bewegung auf die jeweilige Struktur zu erheben. So soll zum einen Richtwerte für Belastungen ermittelt werden und zum anderen sollen diese zu einem Vergleich dienlich sein, ab welcher Krafteinwirkung möglicherweise degenerative Prozesse stattfinden.

Wirkt eine Kraft auf eine biologische Struktur, kann davon ausgegangen werden, dass immer eine Deformation der Strukturen stattfindet. Ihr Ausmaß ist entsprechend abhängig von der Intensität der Belastung. Das Gewebe wirkt der Belastung in Form von Spannung entgegen, um die Deformation zu verringern. Hierbei gibt es fünf Spannungsformen: Zug (Traktion), Druck (Kompression), Scherung, Torsion und Beugung. Grundsätzlich wird die Spannung immer als Kraft pro Fläche definiert (Klein & Sommerfeld, 2004, S. 87 ff.).

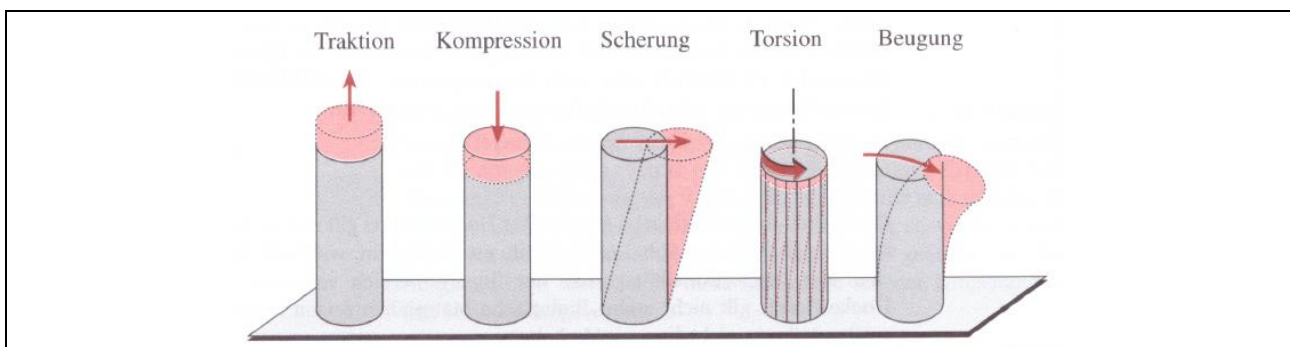


Abb. 11. Spannungsformen, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 90

Die Arbeiten, die sich mit der Kniebeuge beschäftigen, untersuchen vor allem die Druckkräfte im Tibiofemoralgelenk und im Patellofemoralgelenk. Hier wird bereits der erste Kritikpunkt sichtbar, da bei jeder Bewegung mehrere Spannungsformen der Belastung entgegenwirken.

Wissenschaftlich gesehen, stellt die direkte Messung eine sehr gute Methodik dar. Hierzu werden in der Regel Leichenpräparate verwendet. Problematisch ist die Beurteilung auf eine verallgemeinernde Aussage bezüglich des Lebensalters, da davon auszugehen ist, dass sich die Strukturen im Lebensgang verändern, sie z.B. fester oder elastischer werden. Demnach ist es schwierig eine repräsentative Anzahl eines gleichaltrigen, nicht mehr lebenden Kollektivs zu rekrutieren. Weitaus schwieriger gestaltet sich die Bestimmung der wirkenden Kräfte im lebenden Organismus während einer dynamischen Bewegung. Eine invasive Messung bringt immer ethische

Bedenken und eine Infektionsgefahr mit sich. Daher werden im Allgemeinen mathematische Modelle angewandt.

Das Ergebnis dieser Modelle ist in der Regel eine summierte vektorielle Kraft, die meist in Newton angegeben ist. Es muss verdeutlicht werden, dass hier eine allumfassende Kraft bestimmt wird, die in irgendeiner Art und Weise und nur in einer Ebene auf die Strukturen des Gelenks wirkt. Werden die Methoden und Berechnungen der Untersuchungen genauer betrachtet, findet kein Bezug zu einer wirkenden Fläche statt. Abb. 12a soll verdeutlichen, nach welchem grundlegenden Modell ein summierter Kraftvektor am Beispiel des Patellofemoralgelenk bestimmt wird. Der resultierende Kraftvektor (R_P) entsteht aus der Zugkraft der Quadricepssehne (F_Q) und der Patellasehne (F_S). Dieser einzelne Kraftvektor gibt jedoch keine Aussage über das Druckverhalten der Femurkondylen auf die retropatellare Fläche. Beispielhaft ist von Bandi die Formel zur Bestimmung vom fälschlicherweise benannten retropatellaren Druck in Form. 1 angegeben.

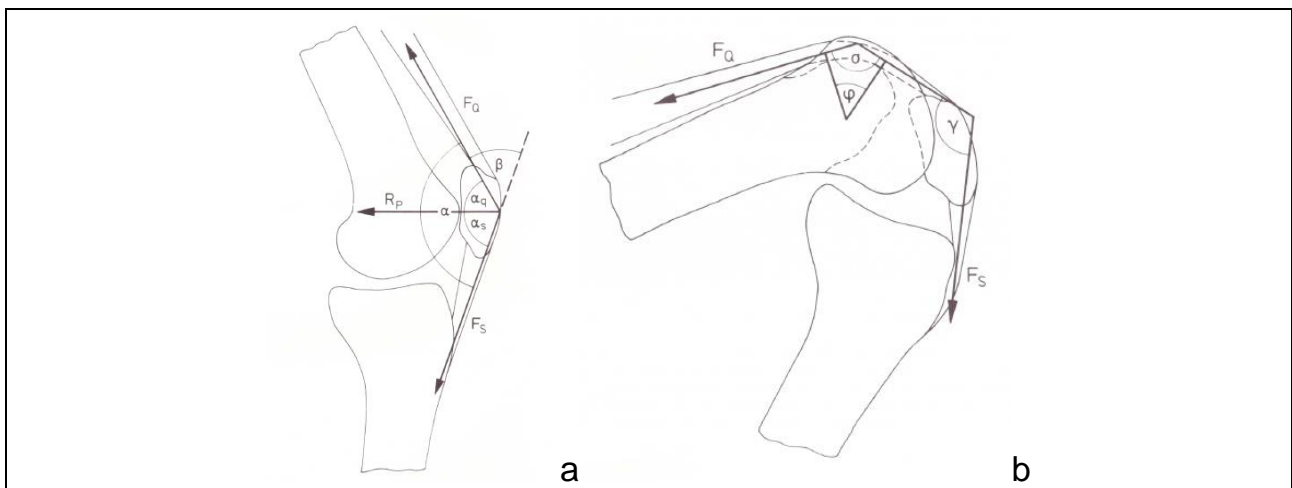


Abb. 12. Mathematische Modelle zur Bestimmung einer summierten vektoriellen Kraft, Hehne, 1984, S. 8, 13

$$X = \frac{q}{r} \cdot \frac{\cos \gamma}{2} \cdot (F \cdot \sin \alpha F + T \cdot \sin \alpha T)$$

Form. 1. Formel zur Bestimmung des retropatellaren Druckes nach Bandi, „Kommentar zur Berechnungsformel: X = femoropatellarer Druck, q = Körpergewicht, γ = Winkel zwischen den Tangenten an Quadricepssehne und Ligamentum patella, r = senkrechter Abstand zwischen Ligamentum patellae und Querachse des Kniegelenks, F und T = Hebelarmlänge an Ober- und Unterschenkel, αF = Winkel zwischen Hebelarm und Senkrechter am Oberschenkel, αT = Winkel zwischen Hebelarm und Senkrechter am Unterschenkel“, Bandi, 1980, S. 21 f., kein Bezug zur Fläche zu entnehmen

Für die resultierende Kraft werden von Autoren unterschiedliche Begriffe genutzt. Am weitesten verbreitet ist der Begriff „Kompressionskraft“ oder in Englisch „compression force“, da die Kraft von außen einen Druck auf die Gewebe erzeugt. Manchmal wird auch das Wort „Anpresskraft“ verwendet. Die Schwierigkeit für das Verständnis liegt darin, dass für die jeweiligen Begrifflichkeiten keine klare Definition vorhanden ist. So wird manchmal das Wort „Druck (Anpressdruck)“ verwendet, obwohl die Kraft

bestimmt wurde (vgl. Bandi, 1980, siehe Form. 2). Die Methodik muss genau betrachtet werden, ob sich hinter den Worten vielleicht doch ein Bezug zu einer Fläche befindet. Nach derzeitiger Analyse konnte nur bei Hehne ein Bezug von der Kraft zur Fläche festgestellt werden (1983). Alle anderen gesichteten Untersuchungen besitzen keinen Bezug zur Fläche, bestimmten eine vektorielle Kraft und benannten diese als Kompressionskraft. So konnten acht von zwölf Arbeiten aus dem Review von Escamilla nach-recherchiert werden. Sie wurden auf ihre Methodik überprüft. Bei den Untersuchungen von Dahlkvist und Escamilla Nr. 2) standen nur die Abstracts zur Verfügung und die Studien von Andrews et al. und Nisell & Eckholm konnten nicht eruiert werden. Ein Bezug zur Fläche konnte in keiner der gesichteten Studien auffindig gemacht werden, Abb. 13 (2001).

Squat reference	Forces included in knee model	No. of Subjects	Mean Height (cm)	Mean Age (yr)	Mean Body Weight (N)	Mean load lifted (N)	Knee flexion range (°)	Shear force direction acting on tibia	Mean peak tibiofemoral shear force (N) at knee angle (°)	Normalized mean peak tibiofemoral shear force % (BW + load)	Mean peak tibiofemoral compressive force (N) at knee angle (°)	Normalized mean peak tibiofemoral compressive force % (BW + load)	Mean peak patellofemoral compressive force (N) at knee angle (°)	Normalized mean peak patellofemoral compressive force % (BW + load)
Stuart et al. (58)	External	6	181 ± 8	27 ± 5	798 ± 76	223 ± 0	0-90	Posterior	295 ± 32 at 93	29 ± 3	550 ± 50 at 80	54 ± 5	—	—
Andrews et al. (2)	External	3	?	?	?	?	0-110*	?	1000* ± ? at 110*	?	?	?	—	—
Ariel (3)	External and internal	12	182 ± ?	21-25	888 ± ?	1982 ± ?	0-117*	?	1593 ± 106 at 48	56 ± 4	7928 ± 1965 at 106	276 ± 69	—	—
Escamilla et al. (17)	External and internal	12	177 ± 9	29 ± 6	912 ± 145	1437 ± 383	0-95	Posterior	1868 ± 878 at 63	80 ± 37	3134 ± 1040 at 53	133 ± 44	4548 ± 1395 at 85	194 ± 59
Escamilla et al. (18)	External and internal	12	177 ± 8	30 ± 7	917 ± 137	1309 ± 363	0-95	Posterior	2212 ± 801 at 76	99 ± 36	3428 ± 838 at 65	154 ± 38	4674 ± 1195 at 82	210 ± 54
Wilk et al. (65)	External and internal	10	177 ± 9	30 ± 6	912 ± 137	1442 ± 383	0-102	Posterior	1783 ± 634 at 90	76 ± 27	6139 ± 1709 at 91	261 ± 73	—	—
Dahlqvist et al. (13)	External and internal	6	180 ± 5	21 ± 1	732 ± 79	0	0-140*	Posterior	2652 ± 290 at 120*	362 ± 40	4018 ± 1230 at 120*	549 ± 168	5455 ± 260 at 130	745 ± 36
Toutoungi et al. (60)	External and internal	8	?	29 ± ?	765 ± ?	0	0-100	Posterior	2704 ± 805 at 100	353 ± 105	—	—	—	—
Nisell and Ekholm (43)	External and internal	3	173 ± 9	27 ± 7	932 ± 177	2453	0-130*	Posterior	1800* at 130*	51*	7000* at 130*	198*	6750* at 130*	191*
Hattin et al. (20)	External and internal	10	178 ± 5	23 ± 2	790 ± 109	339 ± 64	0-90*	Anterior	500* at 20*	14*	—	—	—	—
Wretenberg et al. (68)	External and internal	8 WL	177 ± 8	19 ± 3	800 ± 108	650 ± 176	0-120	Posterior	751 ± 585 at 90	67 ± 52	4147 ± 1375 at 90*	367 ± 122	4700 ± 590	324 ± 41
Reilly and Marten (51)	External and internal	6 PL	171 ± 10	31 ± 3	856 ± 200	981 ± 134	0-130*	Anterior	150* at 50*	13*	—	—	3300 ± 1700	180 ± 93
		3	?	27 ± 3	834	0	0-130*	—	—	—	—	—	6377 ± 130*	765

* value estimated from graphs and text.
? value not stated.
— variable not measured.
WL, weightlifters; PL, powerlifters; BW, bodyweight.

Abb. 13. Reviewübersicht von Escamilla, 2001, S. 129, alle Kraftangaben resultieren aus mathematischen Modellen, die vektorielle Summenkräfte abbilden, welche nur in einer Ebene bestimmt wurden, nur eine isolierte Spannungsform betrachten und keinen Bezug zu einer Fläche aufweisen

Weiterführend muss jeweils genau erörtert werden, was die Autoren aus ihren Begrifflichkeiten und Ergebnissen interpretieren. „For athletes with healthy knees, performing the parallel squat is recommended over the deep squat, because injury potential to the menisci and cruciate and collateral ligaments may increase with the deep squat.“ (Escamilla, 2001, S. 139). Die Schlussfolgerung kann aus mindestens zwei Gründen nicht folgerichtig sein. Wie oben beschrieben kann eine Spannung nur in Bezug zu einer Fläche bestimmt werden. Zum anderen verändert sich die Fläche während der Bewegung kontinuierlich. Somit kann die Kraft nicht auf eine Fläche heruntergebrochen werden, sondern es muss jeweils die Fläche im jeweiligen Punkt der Bewegung betrachtet werden. Die Untersuchungen aus dem Review von Escamilla berücksichtigen diese beiden elementaren Parameter in keiner Weise und die Interpretation resultiert aus den Höchstwerten einer summierten vektoriiellen Kraft. Ob die Höchstwerte aber auch den größten Druck hervorrufen, wurde nicht betrachtet und nicht untersucht. Dieser Fakt wird einfach als gegeben angenommen (vgl. Escamilla, 2001, Abb. 13). Weiter verdeutlicht Hehne eindeutig in seiner Schrift „Das Patellofemoralgelenk“ auf Fehler in den mathematischen Modellen und dass diese Anwendung allgemein sehr kritisch zu betrachten sind (1984, S. 5 ff.). So wurde zum Beispiel erst zu einem späteren Zeitpunkt berücksichtigt, dass die Quadricepssehne bei vermehrter Knieflexion im Patellofemoralgelenk auf der Facies patellaris des Femur aufliegt und diese ebenfalls eine Umlenkfunktion und eine kraftaufnehmende Funktion besitzt, Abb. 12b. Neuere Untersuchungen versuchen durch individuelle Parameter wie EMG-Ableitungen, Kraftwerte über Druckmessplatten und definierte Körpersegmente über Videoaufnahmen mit in die mathematischen Modelle zu implementieren. Trotz des Versuches, die Modelle individueller und somit besser zu gestalten, konnte z.B. die Berücksichtigung der Umlenkfunktion der Quadricepssehne nicht eruiert werden (vgl. z.B. Escamilla et al. 2001; Stuart et al., 1996; Wretenberg, Feng, & Arborelius, 1996; Wilk, Escamilla, Fleisig, Barrentine, Andrews, & Boyd, 1996). Mit Respekt zu den Wissenschaftlern bleibt es zum einen ein mathematisches Modell, welches nur einen Teil der Wirklichkeit entsprechen kann, und zum anderen werden wie beschrieben die Kernpunkte nicht berücksichtigt. Demnach bleibt leider der aktuelle Schluss, dass die rechnerisch angewandten Methoden nicht valide sind und die Ergebnisse dieser Untersuchungen nicht so interpretiert werden können, wie sie es getan werden. Es bilden sich unbegründeter Weise falsche Dogmen heraus, die stets Anwendung finden (vgl. Zitat Escamilla). Die Sichtweise der fehlenden Validität wird auch von den Autoren Diemer & Sutor vertreten.

„Die auftretenden Druckkräfte werden im tibiofemorale Gelenk auf alle Strukturen verteilt, d.h. die oben genannten Werte stellen nicht die Nettobelastung auf die Menisken dar. Sie müssen in Abhängigkeit von der Verlagerung von Tibia und Femur sowie der Menisken bei Bewegungen des Kniegelenks betrachtet werden.“ (2007, S. 301)

„Es wäre unzureichend, nur eine dieser Komponenten allein für die Beurteilung einer Übung heranzuziehen. Erst die Kenntnis der Muskelkräfte und der Größe der druckaufnehmenden Fläche ermöglicht es, die relative Belastung im Gelenk (Druck pro cm²) zu bestimmen.“ (2007, S. 313)

Des Weiteren verdeutlichen sie, dass die Kontaktfläche abhängig von der Gelenkstellung, der Dauer der Belastung, der Intensität der Belastung, der Ausgangsstellung der Übung und der Qualität der Übungsausführung ist (2007, S. 315). Dies zeigt die Komplexität und Mehrdimensionalität des Verhaltens der Kräfte im Raum, der nicht einfach durch eine summierte Kraft Rechnung getragen werden kann. Gleiches gilt für die Bestimmung eines Drehmomentes in einem Gelenk. Ein Drehmoment ist definiert als das Produkt aus einer wirkenden Kraft und deren Hebelarm (Klein & Sommerfeld, 2004, S. 83). Wird das Drehmoment in Arbeiten angegeben, ist der berechnete Wert völlig legitim. Ein möglicher Schluss auf die Belastung der Strukturen jedoch nicht, weil es sich auf einen wirkenden Punkt bezieht. Auch hier wird die belastete Fläche wiederum nicht berücksichtigt bzw. kann keine Berücksichtigung erfahren, da die Fläche in der Bewegung nicht bestimmt wurde. Die Wichtigkeit der Methodik und ihre zeitliche Abhängigkeit durch Weiterentwicklungen auf Ergebnisse von wissenschaftlichen Arbeiten zeigt die Abb. 14.

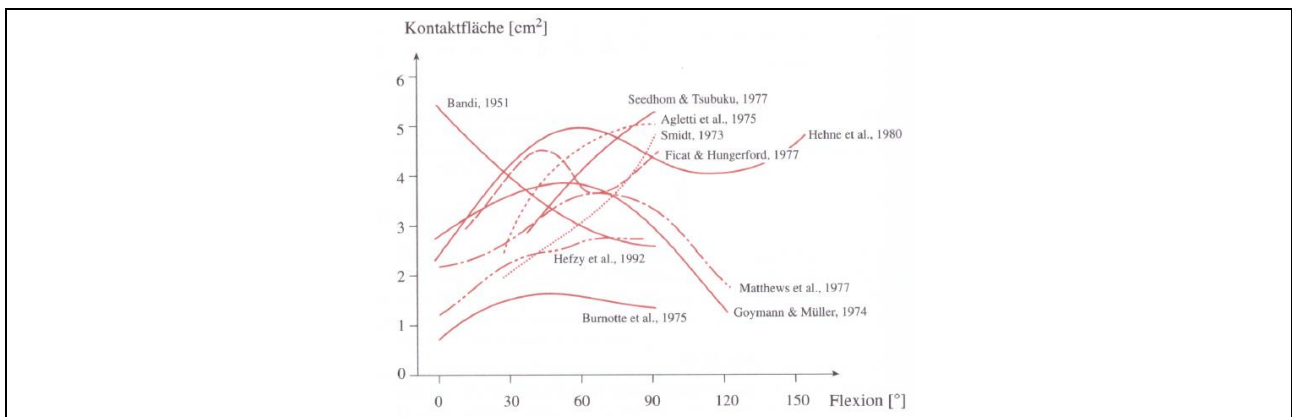


Abb. 14. Kontaktflächenmessungen des Patellofemoralgelenks aus unterschiedlichen Untersuchungen, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 296

Hierbei werden unterschiedliche Ergebnisse der Kontaktflächenbestimmung des Patellofemoralgelenks mit unterschiedlichen Methoden dargestellt. Zu erkennen ist lediglich eine Uneindeutigkeit. Ein weiteres Indiz für mangelnde Vergleichbarkeit sind die unterschiedlichen Untersuchungsprotokolle, die jeweils nicht alle die gesamte Knieflexion abdecken. Gleiches ist auch aus dem Review von Escamilla zu entnehmen, Abb. 13 (2001).

Weitere Probleme in der Wissenschaft sind Fehlinterpretationen von Werten und Darstellungen von falschen Modellen in Fachliteraturen. Zum Zweitgenannten sei auf Bandi (1980) verwiesen, welches wie oben beschrieben von Hehne (1983) sehr kritisch widerlegt wurde. Erstgenanntes bezieht sich auf die Schrift von Martin Zawieja „Leistungsreserve Hanteltraining“ (2008). Es wird auf die Studie von Escamilla, Fleisig, Zheng, Barrentine, Wilk, & Andrews (1998) verwiesen mit folgender Aussage:

„Mit dem Ergebnis der neueren Untersuchung, dass sich die femoropatellaren Druckkräfte bei einem Beugewinkel im Kniegelenk von mehr als 90 Grad nicht erhöhen, wird auch die These der Gewichtheber gestützt, dass der Anpressdruck in der Halbhocke am größten ist und es somit vermieden werden muss, die Bewegung in dieser Position abzubremesen und aufzustehen.“ (Zawieja, 2008, S. 33)

Folglich fanden hier drei Fehlinterpretationen statt. Erstens handelt es sich bei der Untersuchung von Escamilla et al. (1998) um keine Druckbestimmung sondern um eine vektorielle Kraft. Der Bezug zum Anpressdruck ist demnach inkorrekt. Hinzu wurde in der Studie eine maximale Knieflexion von 100° durchgeführt (0° entspricht völliger Beinstreckung). Demnach kann gar keine weitere Aussage zu einer tieferen Beugeposition getroffen werden, weil sie gar nicht durchgeführt wurde. Folgt man letztendlich der Interpretation einer abgebildeten Grafik, sind die Kraftwerte in den tiefsten Beugewinkeln am größten, was grundsätzlich gegen eine tiefe Position sprechen würde, im Zitat aber positiv ausgelegt wird.

Dieses Beispiel zeigt, was aus Fehlwerten interpretiert werden kann und was dem Leser suggeriert wird. Es ist die Aufgabe der Wissenschaft, die Untersuchungen genauer zu überprüfen und zu hinterfragen. In den folgenden Textabschnitten werden immer wieder vereinzelte Kritikpunkte von Untersuchungen und der Wissenschaft aufgezeigt.

4.4 Eine direkte Messung und ihre Ergebnisse

Die Literaturrecherche konnte lediglich die Schrift von Hehne (1983) hervorbringen, die von dem Autor als repräsentativ für eine Belastung und ihre Wirkung angesehen wird. Hierbei handelt es sich um eine direkte Messung unter Laborbedingungen an dem Patellofemoralgelenk. Es wurden 16 Kniegelenke von nicht mehr lebenden Personen im Alter von 20-40 Jahren ohne pathologische Auffälligkeiten untersucht. Als Messmethode wurde eine Druckmessfolie verwendet, die mit dem Kniegelenk in eine Apparatur eingespannt wurde, Abb. 15.

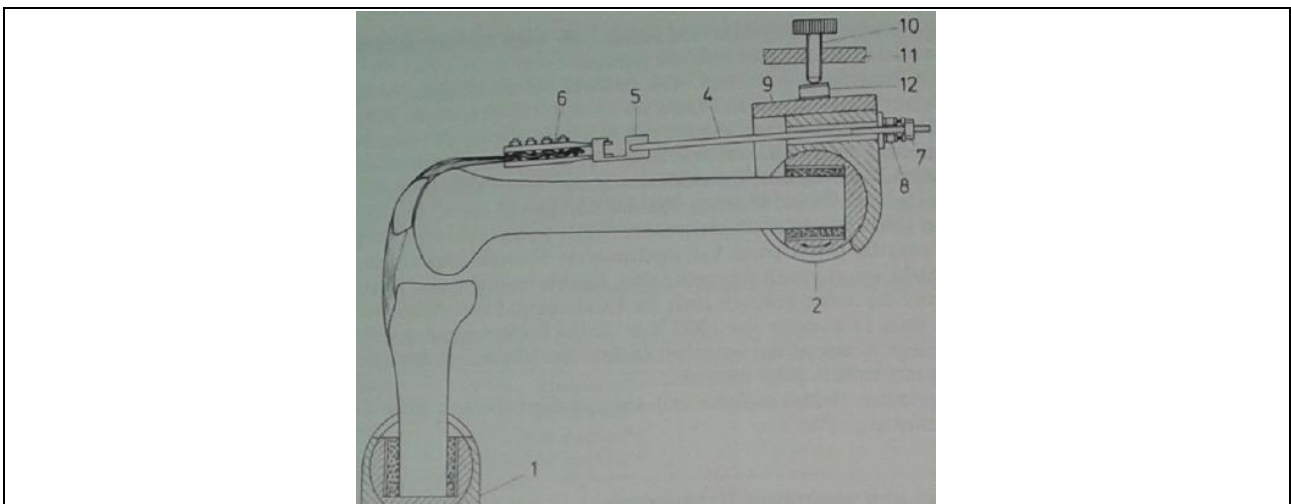


Abb. 15. Messapparatur, Hehne, 1983, S. 74

Es wurden Kräfte und Kontaktflächen für zehn Gelenke in statischen Winkelpositionen von 30° , 60° , 90° , 120° und 140° jeweils mit Zuglasten von 50-250 daN in Stufen von 50 daN der Quadricepssehne über fünf Sekunden gemessen (450 Messungen) ($1 \text{ daN} = 10 \text{ Newton} \approx 1 \text{ kg}$). 0° entsprechen in der Untersuchung eine vollständige Streckung und 140° die maximale Beugung. Sechs Gelenke wurden in Variationen

in Bezug zu verschiedenen Druckmessfolien (Druckabhängigkeit) in Verbindung mit anderen Zuglaststufen vermessen (210 Messungen). Die Druckmessfolien besitzen ein farbiges Blatt, welches die Farbe bei bestimmten Drücken ändert. Es wird eine hohe Linearität für dieses Produkt angegeben. Nach der „Pressung“ werden die Folien densitometrisch in ein optisch gespeichertes Signal umgesetzt und ausgewertet. Aus den Messwerten wurde die Anpresskraft bestimmt. Diese resultiert aus der Summe der einwirkenden Kräfte multipliziert mit ihrer dazugehörigen Fläche, Form. 2. Aus der Anpresskraft und der durchschnittlichen Fläche wurde der mittlere Druck ermittelt, Form. 3 (Hehne, 1983, S. 64 ff.). Die darauffolgenden Abbildungen stellen eine Auswahl der Ergebnisse dar.

$$F = (A_{\text{blau}} \times P_{\text{blau}}) + (A_{\text{cyan}} \times P_{\text{cyan}}) + \dots (A_{\text{gelb}} \times P_{\text{gelb}}) \text{ [daN]}$$

Form. 2. F = Anpresskraft, A = Fläche, P = Druck, Hehne, 1983, S. 80

$$\dot{P} = F / A_K \text{ [daN/cm}^2\text{]}$$

Form. 3. \dot{P} = mittlerer Druck, F = Anpresskraft, A_K = durchschnittliche Fläche, Hehne, 1983, S. 80

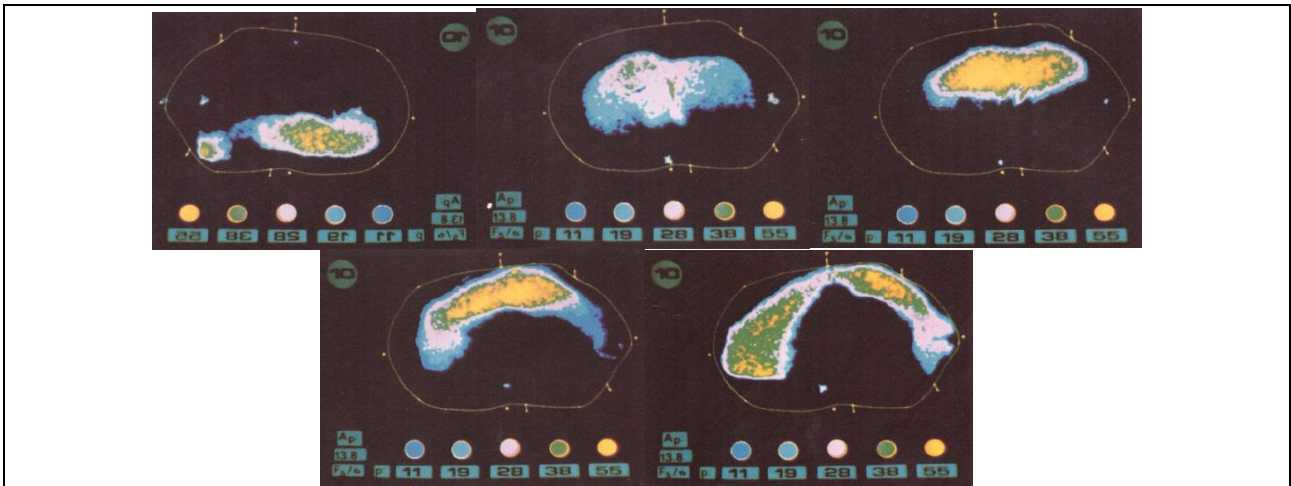


Abb. 16. Auswertungsbilder einer Patella bei 200 daN Sehnzuglast in Kniebeugewinkeln von 30°, 60°, 90°, 120° und 140° von links oben nach rechts unten, links = lateral, Hehne, 1983, S. 67

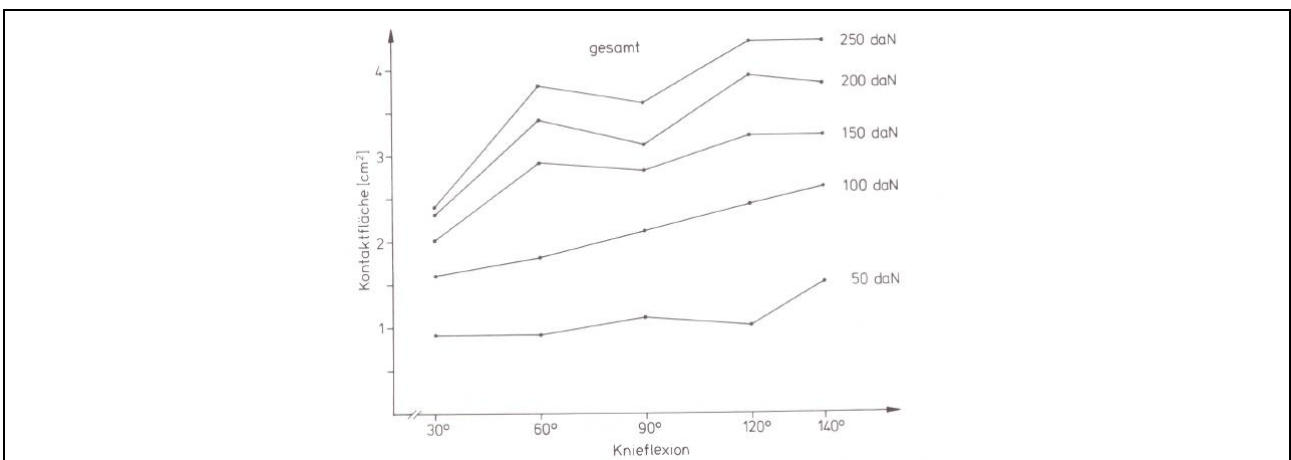


Abb. 17. Kontaktflächen der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte $\pm 0,2$ bis $\pm 0,9$ cm², Hehne, 1983, S. 83

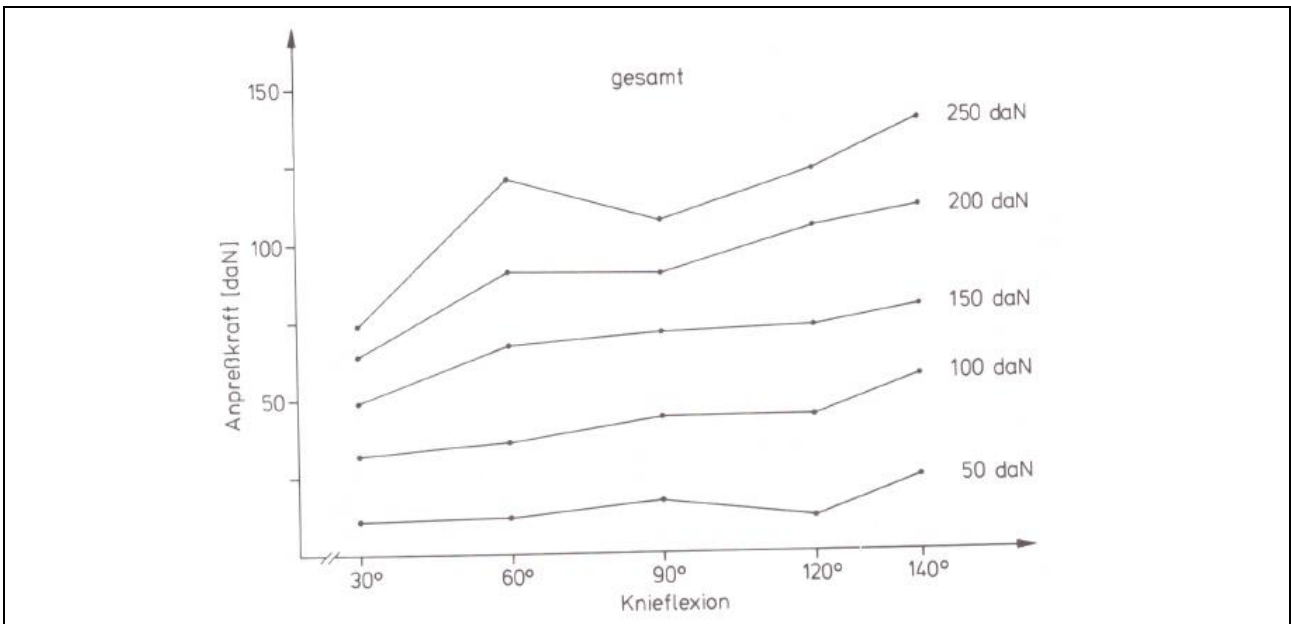


Abb. 18. Anpresskraft der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnenzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte ± 2 bis ± 32 daN, Hehne, 1983, S. 86

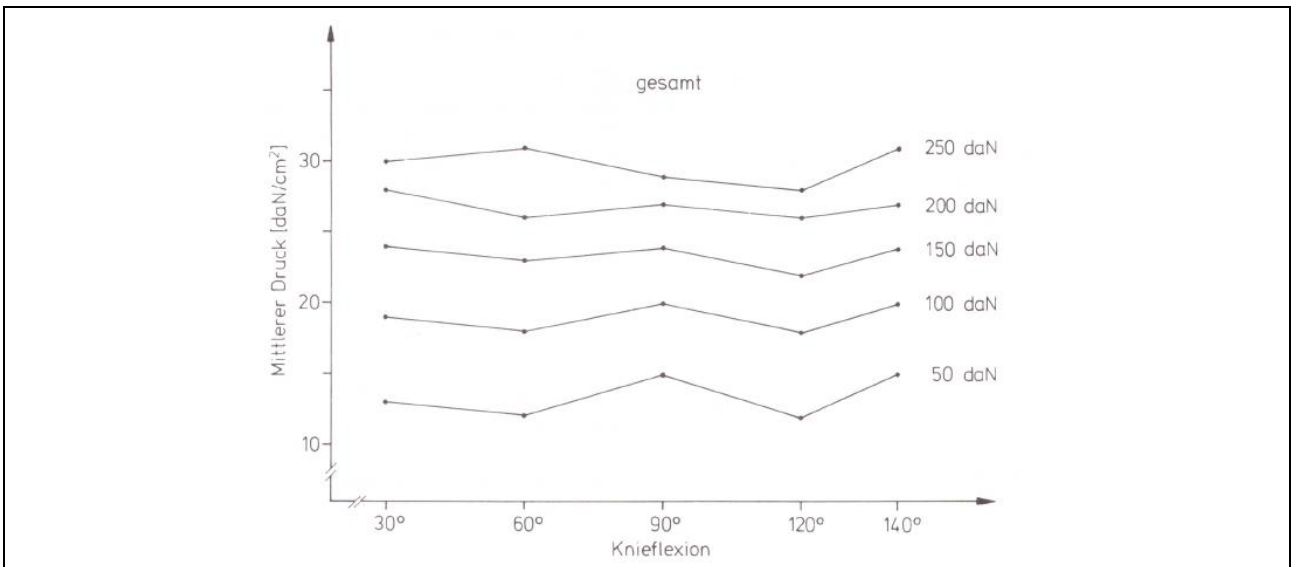


Abb. 19. Mittlerer Druck an der Patella als Funktion der Knieflexion bei Sehnenzuglasten von 50 bis 250 daN, n = 10, SD der Mittelwerte ± 1 bis ± 6 daN/cm², Hehne, 1983, S. 89

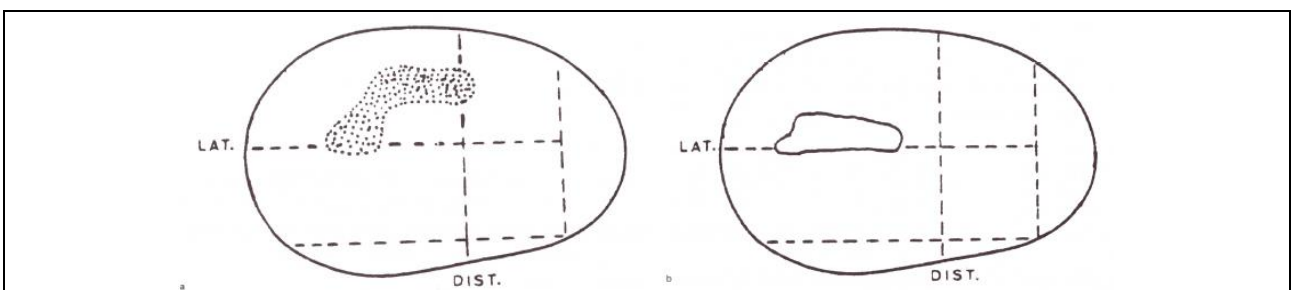


Abb. 20. Links: häufigste Zone des mittleren Maximaldruckes bei Knieflexion von 30°-140°, rechts: häufigste Kontaktzone bei Knieflexionen von 30°-140°, Hehne, 1983, S. 91

Zusammenfassend kann aus den Abbildungen festgehalten werden:

- Die Kontaktfläche an der Patella verschiebt sich mit zunehmender Beugung von kaudal nach kranial.
- Die Kontaktfläche der Patella erhöht sich geringfügig mit steigendem Flexionswinkel bei konstanter Zuglast.
- Die Kontaktfläche der Patella erhöht sich deutlich aufgrund einer steigenden äußeren Last.
- Die Anpresskraft der Patella erhöht sich geringfügig mit steigendem Flexionswinkel bei konstanter Zuglast.
- Die Anpresskraft der Patella erhöht sich deutlich aufgrund einer steigenden äußeren Last.
- Der mittlere Druck bleibt relativ konstant bei steigendem Flexionswinkel mit konstanter Zuglast.
- Der mittlere Druck erhöht sich deutlich aufgrund einer steigenden äußeren Last.
- Die häufigste Zone des mittleren maximalen Druckes und der häufigsten Kontaktzone von 30-140° liegen im mittigen, leicht lateralen Teil der Patella.

Die gemessenen Winkel spiegeln nahezu die Spannweite einer Tiefkniebeuge wider. Die Daten verdeutlichen, dass mit einer erhöhten Kraft auch die Kontaktfläche steigt. Daraus resultiert ein relativ gleichbleibender mittlerer Druck. Entsprechend kann anhand dieser Ergebnisse für diese Bewegung geschlussfolgert werden, dass die Anpresskraft und der retropatellare Druck zum Großteil von der Last, in der Spezifik, also vom zu überwindenden Gewicht abhängig ist.

Natürlich muss kritisch betrachtet werden, dass die Untersuchung eine Laboruntersuchung darstellt und die einwirkende Kraft lediglich aus der Quadricepssehne produziert wurde. Hinzu zeigt die statische Betrachtung keinen dynamischen Verlauf. Trotz allem ist es eine aussagekräftige direkte Messung, die detailliert die Kraft auf eine Fläche produziert und Druckwerte darstellt.

Klein & Sommerfeld beschreiben, dass das Verhältnis der vektoriellen femopatellaren Kraft und der Quadricepskraft sich im Verlauf der Flexion ab ca. 70° stabilisiert, Abb. 21a. Sie sehen als Ursache dafür die zunehmende Auflage der Quadricepssehne bei zunehmender Flexion im Kniegelenk. Abb. 21b verdeutlicht dies durch die Zunahme des Winkels γ bei vermehrter Beugung. Dem einhergehend ist abzuleiten, dass sich die wirkende vektorielle femopatellare Kraft bei weiterer Beugung nicht weiter steigert (2004, S. 297 f.).

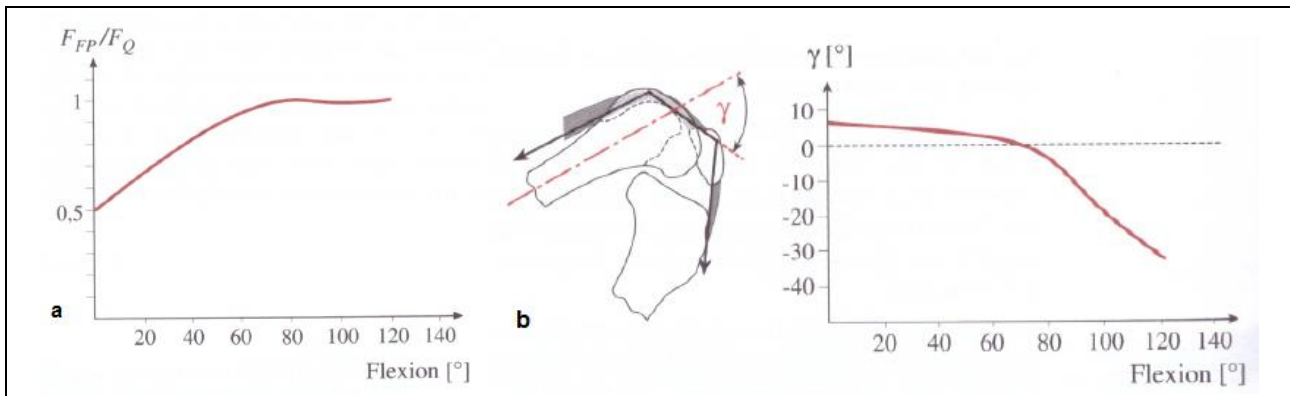


Abb. 21. a) Verhältnis femoropatellarer Kraft F_{FP} und Quadricepskraft F_Q , b) Umlenkung Quadricepssehne, γ zeigt den von der Femurschaftlängsachse und Quadricepssehne eingeschlossenen Winkel, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 298

Hehne kann diese Aussage durch seine Untersuchung bestätigen. Es konnte bestimmt werden, dass ab einer Flexion von 70° die Quadricepssehne mit der Facies patellaris Kontakt aufnimmt und bei einer Flexion von 90° vollständig aufliegt. Er beschreibt die Kraftwirkung über die Patella und den Femur als ein zweifach geschaltetes Rollensystem. Auch er argumentiert, dass sich mit steigender Flexion die retropatellare Kraft reduziert oder sich zumindest nicht weiter steigert. Nach seinem Modell, Abb. 12b, verkleinert sich bei weiterer Beugung der Winkel σ , was zur Folge hat, dass sich der Winkel γ vergrößert. Ist dieser größer ausgelegt, soll eine geringere Kraft resultieren. Die direkte Messung konnte nur ein Standbild bei 90° Flexion mit einer Zugkraft von 100 daN aufweisen, da die Messfolie bei weiteren Winkeln Falten bildete. Hierbei konnte eine Kontaktfläche der Sehne von $4,1\text{cm}^2$ ermittelt werden, was die retropatellare Fläche, $2-3,5\text{cm}^2$ (Ermittlung aus der Grafik, Abb. 17), bei gleicher Beugeposition und Zugkraft übersteigt. Der mittlere Druck liegt leicht unterhalb der retropatellaren Fläche. Es wird vermutet, dass bei weiterer Beugung die gleichen Anpresskräfte an der Sehne wie an der Patella erreicht werden (1983, S. 12 f., 98). Dies würde dem dargestellten Verhältnis von Klein & Sommerfeld entsprechen, Abb. 21a (2004, S. 298). Zwischen 30 und 60° Flexion wird der steilste Kraftanstieg beschrieben. Dies wird als Ursache dafür gesehen, dass die Quadricepssehne noch keinen Kontakt mit dem Femur besitzt. Im Verlauf der Beugung fallen die Kraftanstiege auf die Patella durch die Auflage geringer aus, was teilweise durch ein leichtes Absinken der Werte in den Grafiken zu erklären wäre. In stark flektierten Positionen soll durch eine leichte dorsale Drehung der Patella die Kraftzunahme wieder geringfügig steigen (Hehne, 1983, S. 98 f.).

Es kann festgehalten werden, dass die Quadricepssehne ab 70° Beugung mit weiterer Flexion eine immer größere Auflagenfläche auf die Facies patellaris des Femurs bildet. Ihre Auflagefläche übersteigt die Fläche der Patella. Durch die zweifache Rollenfunktion verändern sich die Winkel der angreifenden Kräfte der Patella. Dem einhergehend kommt es zu einer Reduzierung des femopatellaren Druckes. Bei sehr starker Knieflexion soll das Verhältnis sich möglicherweise wieder etwas mehr zur Patella bewegen.

4.5 Aspekte zur Kniebeuge im Tibiofemoralgelenk

Im folgenden Abschnitt werden vereinzelte Strukturen des Tibiofemoralgelenks mit ihrem Bezug zur Kniebeuge präsentiert. Hierbei wird deren Aufbau und Funktion nur in Bezug zum Verständnis zum Thema dargestellt und bedient sich in keinem Fall den Anspruch auf Vollständigkeit. Für einen vertieften Einblick sei auf die zitierte Literatur verwiesen.

Abb. 22 zeigt das Kniegelenk mit seinen hyalinen Knorpelüberzügen von ventral, dorsal und lateral. Als ziemlich gesichert gilt die Aussage, dass sich Gewebe an die gegebene Belastung anpasst und bei fehlender Belastung sich zurückbildet. Wird eine Kniebeuge nicht in ihrer vollständigen Amplitude durchgeführt, werden die proximalsten Bereiche des hyalinen Knorpels auf der dorsalen Femurseite nicht beansprucht und es kann keine Adaptation stattfinden. Aus dieser einfachen Begründung ist eine maximale Amplitude und somit eine Tiefkniebeuge zu empfehlen.

Für den Knorpel werden unterschiedliche Parameter angegeben, die seine Anpassung bestimmen, wie z.B. Kompressionswert, Verformungsmaß, Verformungsrate und die Anzahl der Belastungszyklen. Alle Parameter entsprechend des natürlichen Alltags konstant zu halten, erscheint nicht möglich. Hinzu wurden ex-vivo Laboruntersuchungen durchgeführt, die nicht das natürliche Milieu des Knorpels darstellen (Hartmann & Wirth, 2014, S. 15 f.). Eine wissenschaftliche Bestimmung eines Maximalwertes, der zu degenerativen Erscheinungen führt, scheint derzeit nicht möglich.

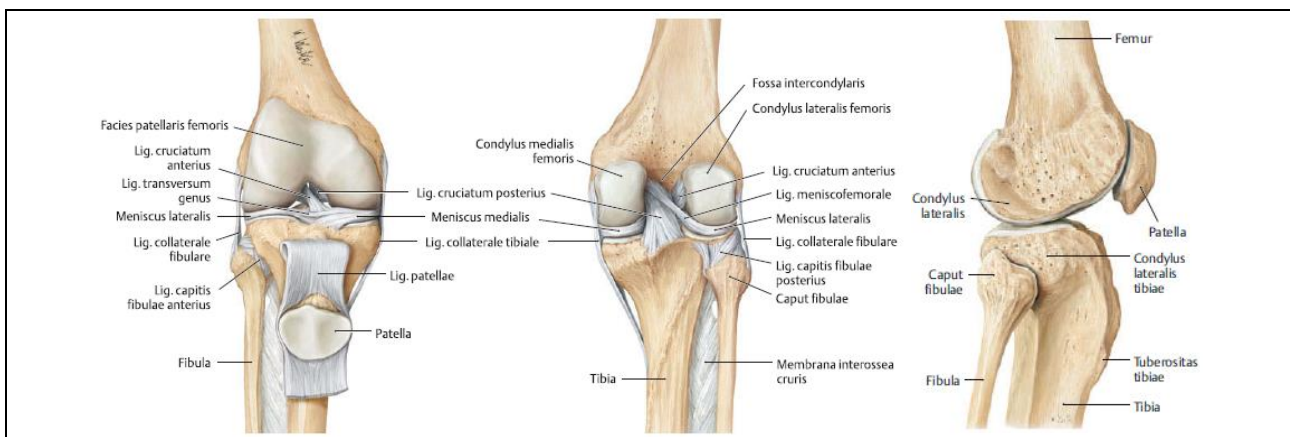


Abb. 22. Darstellung der Knorpelfläche von ventral, dorsal und lateral, Wurzinger, 2014, S. 363, 374

Die Menisken im Tibiofemoralgelenk sind essentiell für die Funktion des Kniegelenks. Ihre wichtigste Funktion ist der Schutz des Knorpels. Die Literatur beschreibt aus der Vergangenheit Knorpelschäden kurzzeitig nach der Entnahme eines defekten Meniskus. Demnach ist ihrem Erhalt die wichtigste Bedeutung zuzuschreiben, weswegen aktuell kleinere invasive Eingriffe durchgeführt und auch nur die betroffenen Stellen des Meniskus behandelt werden. Die Menisken vergrößern die Auflagefläche des Tibiofemoralgelenks. Einhergehend nehmen sie Kompressions- und Scherkräfte auf und vermindern den Druck auf den Knorpel und Knochen. Weiter wird ihnen die Funktion beigemessen, an der Ernährung des Knorpels mit beteiligt zu sein. Dies

könnte damit zusammenhängen, dass die Menisken zwar feste Fixationspunkte besitzen, dennoch beweglich sind. Eine Vielzahl von Verbindungen der umliegenden Gewebe, Sehnen, Bänder, Kapsel, inserieren in die Meniski und geben ihnen somit Stabilität, aber auch Mobilität. So ist zum Beispiel die Sehne des M. semimembranosus mit dem hinteren Rand des medialen Meniskus verbunden, welcher diesen bei Flexion nach posterior zieht. Abb. 23 zeigt die Verschiebung bzw. die Verformung der Menisken bei Flexion. Leider ist in der Literatur kein Beugewinkel angegeben. Es wird beschrieben, dass sich bei der Flexion die vorderen Teile der Menisken mehr nach posterior bewegen als die hinteren Teile. Dabei füllen sie die Gelenkflächen der Tibia aus, die größer als die Menisken sind. Erst durch die Menisken werden die Gelenkflächen kongruent zueinander. Verletzungen kommen in der Regel durch eine „Fehlkoordination“ der Gewebe im Tibiofemoralgelenk vor. Beschrieben wird eine dynamische Lageänderung aus einer unphysiologischen Position, z.B. schnelles Aufstehen aus einer hockenden Position wie damals im Bergbau, oder eine sehr schnellen und sehr kraftvolle Bewegung, wie z.B. ein Schuss im Fußball. Die Interaktion von Femur und Meniski verläuft fehlerhaft und es kann u.a. zu Einrissen, Ausrissen oder Umklappungen kommen (Kapandji, 1992, S. 92 ff.; Klein & Sommerfeld, 2004, S. 274 ff.; Diemer & Sutor, 2007, S. 297 ff.). Da die Kniebeuge im Verhältnis zu einem Fußballschuss eher langsam und kontrolliert ausgeführt wird, ist eine Verletzungsgefahr im Bereich der Meniski als sehr gering zu bewerten. Es sei auf Kapitel 4.7 verwiesen, welches aufzeigen wird, dass Knieverletzungen bei Gewichthebern eine untergeordnete Rolle spielen. Hinzu kann aus der Arbeit von Hartmann & Wirth entnommen werden, dass derzeit keine wissenschaftlich gesicherten Ergebnisse vorhanden sind, ab welcher Belastung ein Meniskus degenerative Erscheinungen aufweist. Es wurden lediglich Tierstudien zitiert, deren Übertrag auf den Menschen sehr in Frage gestellt werden kann (2014, S. 16).

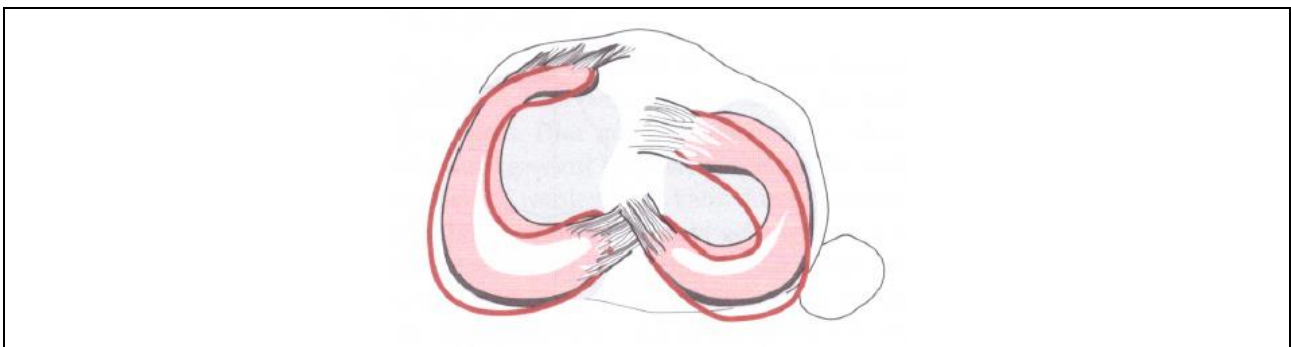


Abb. 23. Meniskenbewegung während Knieflexion, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 279

Die Struktur der Femurkondylen zeigt, dass in der Extension der kaudale Anteil prominenter ausgeprägt ist als der dorsale Anteil. Es lässt sich vermuten, dass die Krümmung von ventral nach dorsal einer Kreisbahn entspricht. Kapandji konnte aufzeigen, dass dies nicht der Fall ist und sich die Radien nach dorsal hin verkleinern. Demnach verändert sich auch die druckbildende Fläche in der Flexion (1992, S. 80 f.). Diemer & Sutor ziehen den einfachen Schluss, dass sich die Fläche verkleinert und somit die

relative Druckbelastung in der Flexion steigt. Hierzu präsentieren sie das Schaubild in Abb. 24 (2007, S. 302).

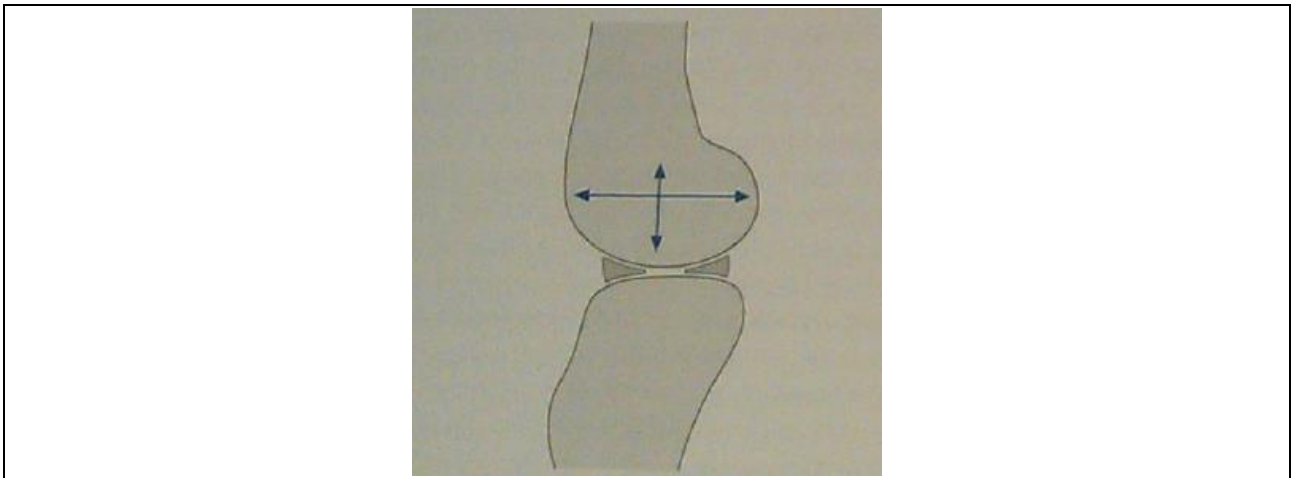


Abb. 24. Tibiofemoralgelenk in der Sagittalebene, Diemer & Sutor, 2007, S. 302

Die Pfeile suggerieren leider ein falsches Bild, da nicht ihre Länge auf der Gelenkfläche aufliegt. Tendenziell bleibt die Gelenkfläche eher gleich und wird durch das Tibia-plateau begrenzt. Es geht eindeutig aus der Literatur hervor, dass sich während der Flexion der Femur auf der Tibia nach dorsal bewegt (Diemer & Sutor, 2007, S. 301, 331; Kapandji, 1992, S. 102 f.). Wie beschrieben, bewegen sich auch die Menisken mit und vergrößern die druckaufnehmende Fläche. Rein optisch und logisch mögen Diemer & Sutor wohl Recht behalten, dass eine geringere Fläche in der Flexion zur Verfügung steht. Der Autor vermutet aber, dass der Flächenanteil in Flexionsstellung zur Extensionsstellung aus den benannten Gründen nur marginal ausfallen wird. Demnach hätte dieses Argument in Bezug zu einer tiefen Kniebeuge eine geringere Bedeutung. Yao, Lancianese, Hovinga, Lee & Lerner führten eine MRT-Untersuchung bei drei männlichen und sieben weiblichen Probanden durch. Ihr Ziel war es, die Kontaktflächen des Kniegelenks in Extension und Flexion genau zu quantifizieren. Der durchschnittliche Flexionswinkel lag bei $139^{\circ} \pm 3^{\circ}$, was dem Flexionswinkel einer Tiefkniebeuge sehr nahe kommt. 0° entsprechen in dieser Untersuchung der vollständigen Beinstreckung. Abb. 25 und 26 verdeutlichen die Ergebnisse. In Abb. 25 ist je Position die Kontaktfläche der Tibia und des Femurs dargestellt. Die Prozentangaben entsprechen dem Anteil der Meniskusfläche an der jeweiligen Kontaktfläche. Abb. 26 verweist bildlich auf die resultierenden Kontaktflächen je Position. Ihr kann entnommen werden, dass auch die Knorpelflächen der Tibia und des Femurs in jeder Position Kontaktflächen bilden. Die Menisken bedecken nicht vollständig die Knorpelflächen der beiden Gelenkpartner. Aus eigenen Berechnungen von den dargestellten Daten kann für den Femur eine Gesamtflächenreduktion von ca. 32% und für die Tibia eine Reduktion von ca. 17% in der Flexion angenommen werden. Auffällig hingegen ist, dass jedoch die prozentuale Fläche der Menisken gleich bleibt, bei der Tibia sogar zunimmt, Abb. 25 (2008). Der dargestellten Untersuchung ist zu entnehmen, dass auch der Kontext, wie Diemer & Sutor ihn vereinfacht beschreiben,

nicht vereinfacht angenommen werden kann (vgl. Abb. 24). Es werden Unterscheidungen zwischen den medialen und lateralen Anteilen vollzogen und auch die Fläche zur Tibia betrachtet. Die Ergebnisse verweisen auf eine Reduktion der Kontaktflächen, jedoch wurden diese im Liegen ermittelt. Die natürliche Drucklast blieb aus. Es ist anzunehmen, dass sich die Kontaktflächen in beiden Positionen unter Last vergrößern. Inwiefern sie sich unterscheiden, kann nur vermutet werden. Dadurch, dass der prozentuale Anteil der Meniskenfläche in der Beugung gleich bleibt oder sich zum Teil sogar vergrößert, wird vermutet, dass in Beugung unter Last die Menisken mehr ausgedehnt werden können und die sich reduzierte Fläche verringert. Eine genauere Untersuchung, die die Last berücksichtigt, konnte nicht eruiert werden.

Full Extension Position (-4° Flexion)				
Position	Femur		Tibia	
	$\times 10^2 \text{ mm}^2$	% [*]	$\times 10^2 \text{ mm}^2$	%
Medial	6.3 ± 1.4	65 ± 4	7.1 ± 1.3	68 ± 4
Lateral	5.4 ± 0.7^b	66 ± 5	5.8 ± 0.9^b	68 ± 5
Deep Flexion Position (134° Flexion)				
Position	Femur		Tibia	
	$\times 10^2 \text{ mm}^2$	%	$\times 10^2 \text{ mm}^2$	%
Medial	4.7 ± 0.9^a	63 ± 12	6.5 ± 1.3^a	73 ± 9^a
Lateral	$3.3 \pm 0.7^{a,b}$	68 ± 8	$4.2 \pm 0.8^{a,b}$	75 ± 6^a

^{*}Percentage of area in contact with the meniscus.
^aSignificantly different from the corresponding value at full extension position.
^bSignificantly different from the corresponding value at medial side.
Significance level, $\alpha < 0.05$.

Abb. 25. Kontaktflächen im Tibiofemoralgelenk, Mittelwerte und Standardabweichung, in % Anteil der Meniskusfläche an der Kontaktfläche der Knorpel, Yao et al., 2008, S. 677

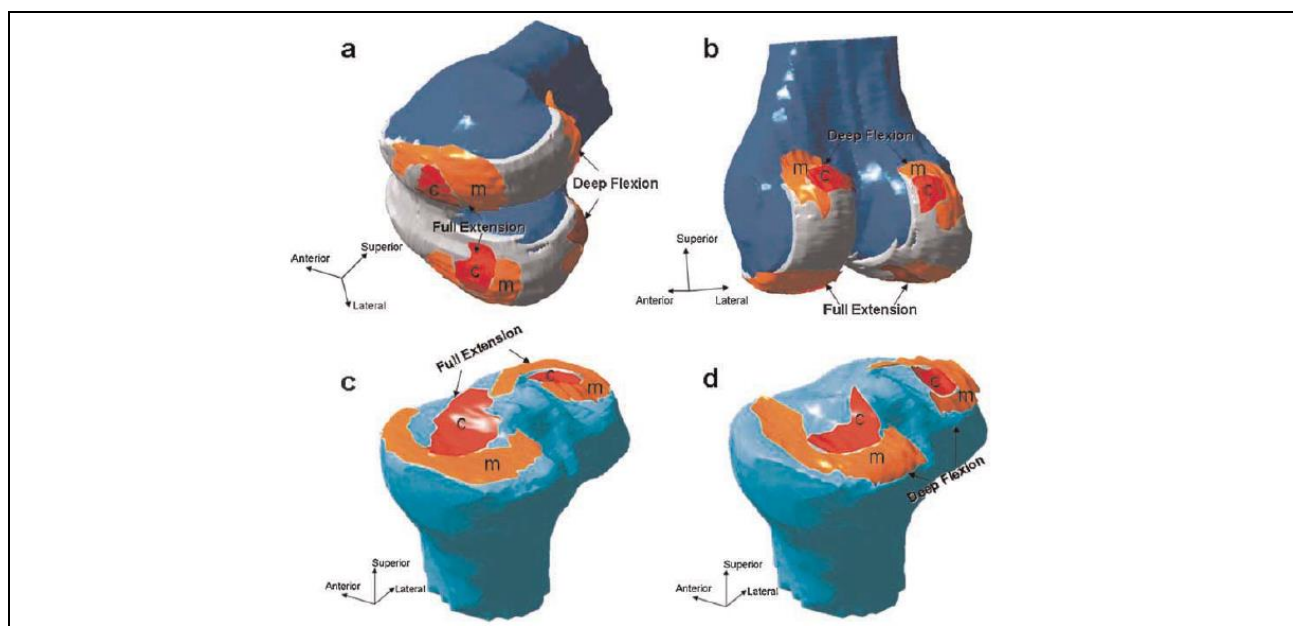


Abb. 26. Visualisierung der Kontaktflächen im Tibiofemoralgelenk aus MRT-Untersuchungen in Extension und Flexion, c=Knorpelkontaktfläche, m=Meniskuskontaktfläche, Yao et al., 2008, S. 681

Während der Flexion bei der tiefen Kniebeuge nimmt der Femur einen größeren Teil der Bewegung ein als die Tibia. Demnach kann das modellhafte Verhalten der Bewegung der Kreuzbänder bei fixierter Tibia und sich bewegendem Femur betrachtet werden, Abb. 27.

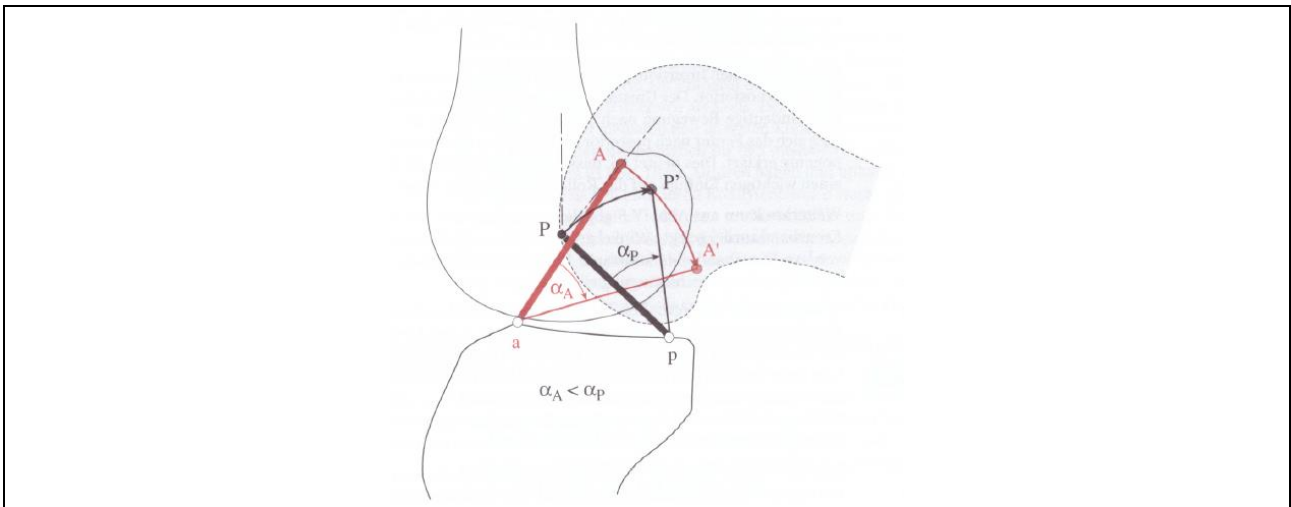


Abb. 27. Verhalten der Kreuzbänder bei Knieflexion, Modell: Tibia fixiert und Femur mobil, Klein & Sommerfeld, 2004, S. 246

Bei der Flexion kommt es dazu, dass sich das hintere Kreuzband aufrichtet und einen stärkeren kranialen und ventralen Zug erfährt als das vordere Kreuzband. Während der Extension ist es andersherum und das vordere Kreuzband erfährt einen stärkeren Zug, ebenfalls nach kranial ventral. Beide Bänder stabilisieren das Gelenk in anterior-posteriorer Richtung und gewährleisten einen immerwährenden Flächenkontakt in der Bewegung. Das vordere Kreuzband ist die Struktur, die maßgeblich die Hyperextension des Kniegelenks verhindert und daher der sehr anfällige Parameter bei sportlichen Belastungen ist, weil diese Bewegung dort eher provoziert werden kann als im Alltag (Klein & Sommerfeld, 2004, S. 246; Kapandji, 1992, S. 114, 120 ff.). Diemer & Sutor geben an, dass bei einer Kniebeuge mit vorgebeugtem Oberkörper durch eine Mehraktivierung der ischiocruralen Muskulatur das vordere Kreuzband weniger belastet wird und bei einer aufrechten Variante aufgrund der geringeren Muskelaktivierung der ischiocruralen Muskulatur das hintere Kreuzband weniger belastet wird (2007, S. 273, 289). Entsprechend der beschriebenen Anatomie und dem Verhalten der Kreuzbänder in der Flexion ist nach Meinung des Autors nicht die Ausrichtung des Oberkörpers und einhergehend mit ihr die Muskelaktivierung von Bedeutung, sondern eher der Grad der Knieflexion, vor allem für das hintere Kreuzband. Hartmann & Wirth bestätigen in ihrem Review die Aussage, dass das hintere Kreuzband in der Kniebeuge mehr belastet ist als das vordere Kreuzband (2014, S. 15). Da eine Kniebeuge in der Regel kontrolliert und mit mäßiger Geschwindigkeit durchgeführt wird, ist eine Hyperextension sehr unwahrscheinlich und daher eine vordere Kreuzbandruptur fast auszuschließen. Auch hier sei auf das Kapitel 4.7 verwiesen. Gleichwohl bleibt die Frage, was ein Kreuzband im jeweiligen Lebensabschnitt für eine Kraft aushalten kann und welche Kraft bei der Bewegung wirklich

auftritt. Hartmann & Wirth haben kalkulierte Scherkräfte als Belastung für die Kreuzbänder definiert. Anschließend haben sie Studien recherchiert, die maximale Zugbelastungen bestimmt haben. Weiterführend haben sie diese Werte mit Untersuchungen der kalkulierten Scherkräfte in Kniebeugebewegungen verschiedener Autoren verglichen. Die zusammenfassenden Ergebnisse sind in Tab. 2 dargestellt.

Tab. 2. Belastungsregime von Kreuzbändern während Kniebeugen

Struktur	Ermittelte Maximalwerte aus Laboruntersuchungen in N	Bewegung	Prozentangabe vom ermittelten Maximalwert
Hinteres Kreuzband	4000	Tiefkniebeuge	20-45%
		Halbkniebeuge	13-53%
Vorderes Kreuzband	Ca. 2000 (zwei Autorenanangaben mit SD)	Tiefkniebeuge	12-29%
		Halbkniebeuge	33-42%

Ihre Schlussfolgerung lautet, dass während Kniebeugebelastungen keine Gefahr für eine Läsion in den Kreuzbändern besteht (2014, S. 15).

Der Autor teilt diese Sichtweise und verweist erneut auf das Kapitel 4.7. Dennoch ist der Schluss aufgrund der dargestellten Ergebnisse wissenschaftlich nicht zu halten. Die ermittelten Maximalwerte werden anhand von Leichenpräparaten ermittelt. Hierbei werden die Strukturen in Anlagen eingespannt und erfahren lediglich eine Zugkraft (vgl. Woo, 1991). Während der Bewegung kommt es aber nicht nur zu einer Zugkraft, sondern zu Kräften in allen Ebenen. Weiterführend werden die Belastungen der Kreuzbänder über die Scherkräfte definiert. Diese werden wiederum lediglich mathematisch ermittelt und bilden auch wieder nur eine Summenkraft. Inwiefern diese Kraftwerte wirklich auch an oder in der Struktur wirken, ist unbekannt. Auch hier muss sich die Wissenschaft eingestehen, dass es derzeit mehr Spekulationen sind, anstelle von aussagekräftigen und validen Parametern.

Durch die axiale Belastung hat das Tibiofemoralgelenk im Vergleich zum Patellofemoralgelenk eher die Funktion, Kompressionskräfte aufzunehmen und standzuhalten. Daher wird diesem Begriff in der Literatur in Bezug auf Gelenkbelastungen eine so hohe Bedeutung zugeschrieben. Diemer & Sutor beschreiben, dass Kompressionskräfte intern und extern erzeugt werden können. Zum internen Produzent zählt der Körper selbst in Form seiner Gewebe wie Muskel, Sehnen, Bänder und Kapseln. Der Muskulatur wird die größte Bedeutung zugeschrieben, da bei Kontraktion ein vermehrter Druck auf das jeweilige Gelenk wirkt. Zu den externen Kräften zählen Körpergewicht, Lasten und Bodenreaktionskräfte (2007, S. 300). Wird die Kompressionskraft aus der internen Sichtweise betrachtet, können zwei Aspekte beleuchtet werden. Wie beschrieben, ist die Kompression bzw. die Kraft am größten, je mehr die Muskulatur angespannt ist. Abschnitt 4.2 hatte aufgezeigt, dass die größte Gesamt-Muskelaktivierung in der aufsteigenden Phase vorliegt. Demnach wird die größte interne Kompressionskraft nicht in der tiefsten Beugeposition erzielt. Es müsste untersucht werden, wie die Kompressionskraft oder die Muskelaktivierung sich im Vergleich von einer Tiefkniebeuge zu einer Halbkniebeuge verändert. In einer

Tiefkniebeuge ist wesentlich weniger Gewicht zu bewältigen als in einer Halbkniebeuge, siehe Kapitel 4.8. Demnach könnte eine Halbkniebeuge mit wesentlich größerem Gewicht eine stärkere muskuläre Aktivierung hervorbringen, was zu höheren Kompressionskräften führt. Hinzu kommt natürlich die gesteigerte passive Last von außen. Ein Vergleich fehlt. Als zweiter Aspekt soll die Kokontraktion dargestellt werden. Baratta, Solomonow, Zhou, Letson, Chuinard & D'Ambrosia vollzogen hierzu eine Knieflexion und Knieextension in der Seitlage, um den Einfluss der Schwerkraft zu meiden und leiteten jeweils die EMG-Aktivität des M. quadriceps und der ischiocruralen Muskulatur ab. Hauptfokus galt der Antagonistenaktivität während der jeweiligen Bewegung. Es konnte herausgestellt werden, dass z.B. durch zusätzliches Training der ischiocruralen Muskulatur die Antagonistenaktivität gesteigert werden kann. Es werden allgemein durchschnittliche Antagonistenwerte von 10% in Bezug zur Agonistenleistung angegeben. Ihre Ableitung aus den Versuchen ist eine reduzierte Beanspruchung der Gelenkfläche, da sich die Kräfte gleichmäßiger über das gesamte Gelenk bzw. über eine größere Fläche verteilen, Abb. 28. Einhergehend wird das Gelenk mit seinen passiven Strukturen besser geschützt (1988). Die Schlussfolgerung wird vom Autor grundsätzlich bestätigt, es sei jedoch darauf hingewiesen, dass dazu auf keine weitere Untersuchung verwiesen und in der Recherche auch keine Studie diesbezüglich gefunden wurde.

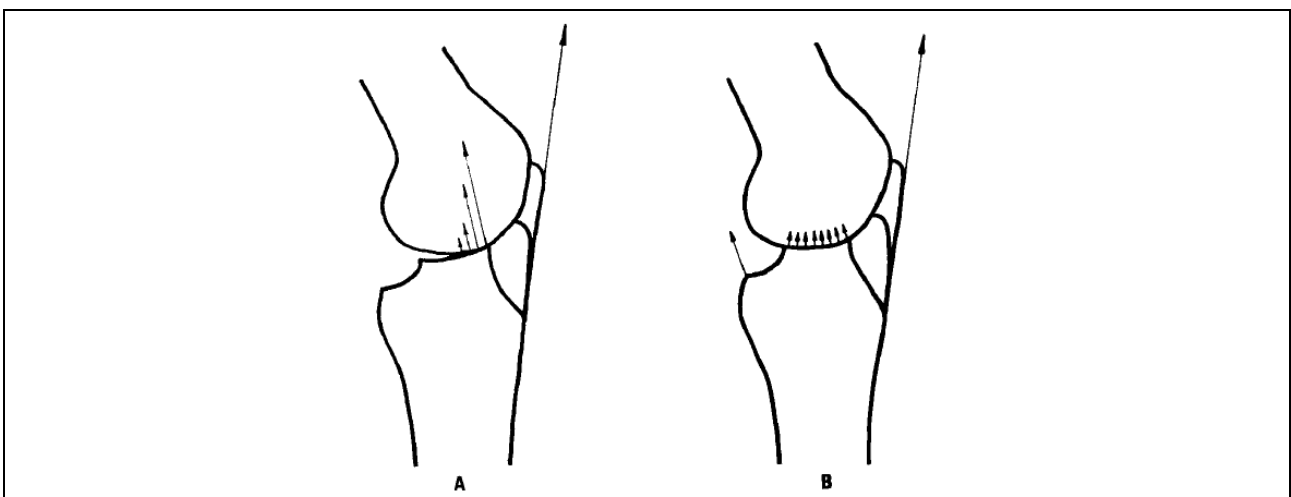


Abb. 28. Druckverteilung a) bei isolierter Kontraktion auf einer Seite, kleine Fläche und Belastungsspitzen, b) bei Kokontraktion durch Antagonisten, größere Fläche und kleinere/gleichmäßigere Belastungen, Baratta et al., 1988, S. 120

Aus der Abb. 29 kann eindeutig entnommen werden, dass bei einer Leg-Extension eine geringere Aktivität der ischiocruralen Muskulatur vorliegt als bei einer Nackenkniebeuge (Wilk et al., 1996). Demnach resultiert bei der Leg-Extension die interne Anpresskraft eher nur aus einer Richtung. Somit wird die Kompression wahrscheinlich nur einseitig auf eine relativ geringe Fläche abgeleitet. Hingegen kommt es bei einer Kniebeuge zu einer erhöhten Anspannung der ischiocruralen Muskulatur. Dadurch ist die interne Kraft größer und die Kompressionskraft steigt. Dabei geschieht ihre Ableitung voraussichtlich jedoch auf einer größeren Fläche bzw. auf die

Gesamtfläche des Tibiofemoralgelenks. Daraus resultiert möglicherweise bezogen auf die Fläche ein geringerer Druck. Folgt man dieser Vorstellung, erzeugt eine Kniebeuge weniger flächenmäßigen Druck als eine Leg-Extension oder einen Leg-Curl (Diemer & Sutor, 2007, S. 302). Diese Aussage ist mit direkt gemessenen Daten nicht belegt.

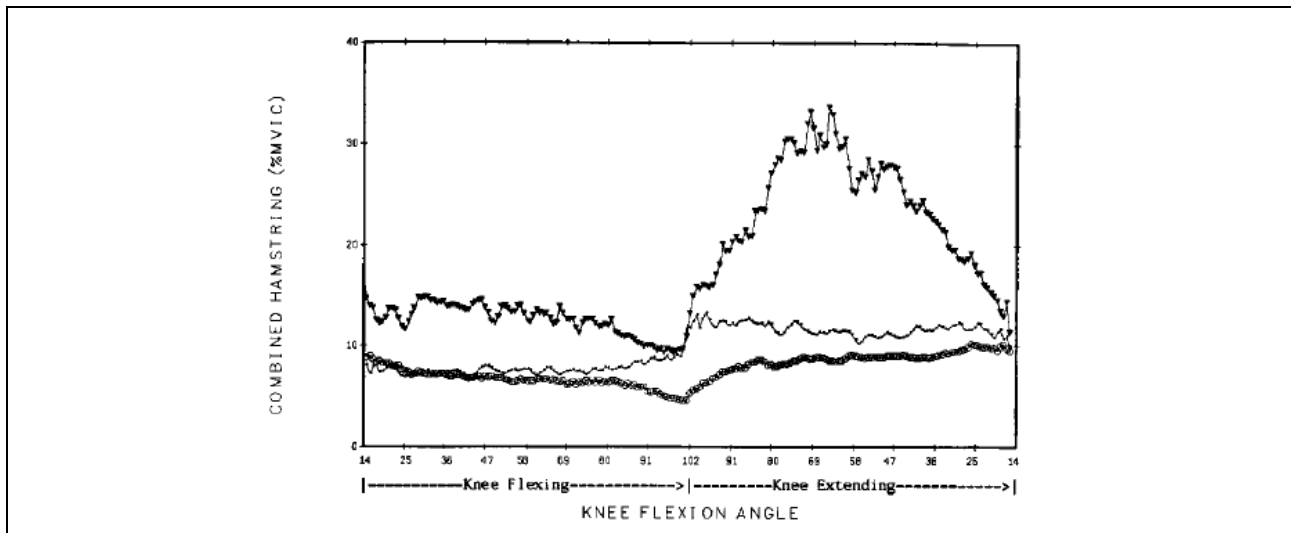


Abb. 29. Durchschnittliche Muskelaktivität der ischiocruralen Muskulatur während der Kniebeugung und -streckung bei der Leg-Extension (untere Linie), der Leg-Press (mittlere Linie) und der Nackenkniebeuge (obere Linie), EMG-Signal in % zum MVC zum Beugewinkel, Wilk et al., 1996, S. 524

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass eine tiefe Kniebeuge durch ihre kontrollierte und relativ gemächliche Ausführung weder das Kniegelenk zu einer Fehlkoordination anregt, wodurch die Menisken Schädigungen erfahren könnten, noch eine Hyperextension hervorrufen, die die vorderen Kreuzbänder gefährden. Das hintere Kreuzband ist während der Kniebeuge mehr belastet als das vordere. Aktuell scheint es keine gesicherten Untersuchungen zu geben, die die Festigkeit der Gewebe genau bestimmen und ihre Beanspruchung in der Bewegung quantifizieren können. Die bisherigen Untersuchungen deuten jedoch daraufhin, dass eine Tiefkniebeuge keine degenerativen Erscheinungen evoziert. Es sei auf das Kapitel 4.7 verwiesen. Es wird vermutet, dass die aufliegende Fläche in der Flexion sich nur gering von der aufliegenden Fläche in der Extension unterscheidet. Eine maximale Tiefe ist in Bezug der mechanischen Reizung der „distalsten“ Knorpelbereiche der dorsalen Femurkondylen zu empfehlen. Bei Übungen in geschlossenen Ketten sind mehr Muskeln beteiligt und erzeugen durch ihre Anspannung eine größere Kompressionskraft, welche aber durch das gesamt angesprochene System über eine größere Fläche abgeleitet wird. Vermutlich resultiert eine geringere Druckkraft je Fläche und Peakbelastungen werden vermieden.

4.6 Einflussfaktoren auf die Kniebeuge und mögliche pathologische Erscheinungen

Fry und Kollegen untersuchten die anthropometrischen Einflüsse bei Krafttrainingseinsteigern. Dabei lag ihr Augenmerk darauf, zu prüfen, ob eine Kniebeuge durchgeführt werden kann, in welcher der ganze Fuß stets Kontakt mit dem Boden halten kann. Sie unterschieden in ihren Untersuchungen zwischen den erfolgreichen und nicht erfolgreichen Gruppen und berechneten die Varianz der aufgenommenen Parameter in einem statistischen Modell. Ihre Ergebnisse verdeutlichen, dass Körpersegmente einen größeren Teil der Varianz erklären als Beweglichkeitsspannweiten. So konnte für große Männer mit kurzem Oberkörper geschlussfolgert werden, dass sie mehr Probleme haben, die Füße während einer Kniebeuge am Boden zu lassen. Bei Frauen wurde die Femurlänge als ausschlaggebender Parameter bestimmt. Da leider nur die Abstracts zur Verfügung standen, kann leider nicht beurteilt werden, ob ein längerer oder ein kürzerer Femur den Bodenkontakt limitiert (Fry, Housh, Hughes & Eyford, 1988, Fry, Kraemer, Bibi & Eyford, 1991).

Pernitsch & Brunner beschreiben, dass die Beschleunigung, die Geschwindigkeit der Bewegungsausführung, den größten Einfluss auf Kniegelenksbelastungen habe. Sie verdeutlichen diese Tatsache an einem vereinfachten Beispiel. Betrachtet man die zu überwindende Last als physikalische Kraft, ergibt sich diese aus der Masse*Beschleunigung. Die Masse kann physiologisch um das Zwei-Dreifache des Körpergewichts erhöht werden. Die Beschleunigung hingegen um das 20-30fache. Als Vergleich sei eine langsame Kniebeuge zu einem Countermovement Jump genannt. Der Autor stützt grundsätzlich die Überlegung. Die wissenschaftliche Bestätigung dieser Aussage beruht jedoch wieder auf Summenkräften, die in Frage gestellt werden (o.J., S. 13 ff.). Wird das beschriebene Argument angenommen, ist eine gemäßigte Ausführungsgeschwindigkeit der Kniebeuge zu empfehlen.

Ein Einfluss auf mögliche Pathologien können auch andere Bereiche des Körpers hervorrufen. So beschreiben Diemer & Sutor die Einflüsse des Fußes und der Hüfte auf die retropatellare Fläche. Ein abgeflachtes Längsgewölbe zum Beispiel zieht eine Innenrotation der Tibia mit sich, deren der Tuberositasansatz der Patellasehne folgt. Es resultiert ein größerer Druck auf die mediale Patella-Facette (2007, S. 316). Ob dieser Druck jedoch wirklich pathologisch ist, ist wissenschaftlich nicht bewiesen. Nichtsdestotrotz ist dies ein gutes Indiz, jeden Sportler individuell zu betrachten und vor allem in einer Komplexbewegung alle Bereiche des Körpers zu berücksichtigen. Nach Meinung des Autors ergeben sich wahrscheinlich eher Probleme, wenn sich im Laufe der Zeit physiologische Unterschiede ergeben, wie ein abflachendes Längsgewölbe, welches sich entwickelte, im Vergleich dazu, wenn ein abgeflachtes Längsgewölbe schon immer vorhanden war.

4.7 Adaptationen und pathologische Erscheinungen im Kniegelenk durch Kniebeugen

Hartmann & Wirth verweisen in ihrem Review auf Fragebogenuntersuchungen und retrospektive Studien über mehrere Jahre, die die Verletzungsanfälligkeit von Gewichthebern im Knie beurteilen. Die Ergebnisse zeigen, dass Knieverletzungen im Gewichtheben seltener vorkommen als in anderen Sportarten, wie Basketball, Leichtathletik, American Football oder Turnen. Weiter wurden keine chirurgischen Eingriffe dokumentiert. Der Genesungsverlauf bei Knieproblemen betrug in ca. 95% der Fälle einen Tag bis zu einer Woche. Wenn es zu einer Verletzung kam, resultierte diese aus den spezifischen Abfangbewegungen des olympischen Gewichthebens und nicht aus der Übungsform einer tiefen Kniebeuge (2014, S. 11 f.).

Des Weiteren verweisen sie auf MRT-Studien, die eine größere retropatellare Knorpeldicke und positive Adaptationen im Vergleich zu evidenten Kontrollgruppen in Form einer Querschnittszunahme in den Kreuzbändern und in der Patellasehne für Gewichtheber aufzeigen (2014, S. 12, 15 f.).

Trotz der positiven Anpassungserscheinungen soll der Frage nachgegangen werden, ob Kniearthrosen bei Gewichthebern im Lebensverlauf öfter vorkommen als bei Nichtsportlern oder anderen Sportartengruppen. Arthrosen im Kniegelenk werden allgemein unter Gonarthrosen und retropatellare Arthrose unterschieden. Die erstgenannte bezieht sich auf die Flächen des Tibiofemoralgelenks (Wikimedia Foundation Inc., 2016). Wird Arthrose diagnostiziert, tritt sie wahrscheinlich nicht nur an einem Gelenk, sondern an mehreren Gelenken auf (Huberti, 2016). In der Allgemeinheit wird die Kniearthrose als die am häufigsten vorkommende Arthrose postuliert. Van Saase, van Romunde, Cats, Vandenbroucke & Valkenburg können diese Aussage nicht bestätigen. Sie führten eine ortsabhängige Studie mit 6585 Probanden über einen Zeitraum von 3 Jahren durch. Hierbei konnten sie herausstellen, dass vor allem die vielen Gelenke der Hand am häufigsten von Arthrose betroffen sind. Weiter konnten sie auch geschlechtsspezifische Unterschiede aufzeigen. Speziell im Kniegelenk besaßen die Frauen einen höheren Prozentsatz an der Erkrankung als Männer. Weiter zeigen die Ergebnisse, dass Arthrosen sehr stark altersabhängig sind und mit steigendem Lebensalter zunehmen. Die Autoren führten Vergleiche mit nahezu identischen Untersuchungsdesigns aus anderen Regionen der Welt durch. Hierbei konnte eine örtliche Abhängigkeit herausgestellt werden, was einen verallgemeinernden Schluss erschwert (1989). In Deutschland erfolgt die Befunderhebung einer Arthrose meist unter der subjektiven Meinung des Arztes. Demnach sind Bevölkerungsumfragen über ein Arthrosevorkommen und ihre daraus resultierende Statistik methodisch als sehr kritisch zu hinterfragen (Rabenberg, 2013, S. 14 f.; Gesundheit in Deutschland, 2006). In der Untersuchung von van Saase et al. wurden die Befunde röntgenologisch ermittelt. Die Beurteilung, ob und in welchem Grad eine Arthrose vorliegt, erfolgte anhand der Einteilung von Kellgren und Lawrence. Hierzu wurde ihre Bewertungsskala von 0-4 herangezogen. Ab Grad 2 wurde jeweils klassifiziert, dass eine Arthrose vorliegt (1989). In den weiteren wissenschaftlichen Untersuchungen, die vorgestellt werden, wurde die gleiche Bewertungsmethodik angewandt,

wodurch ein Vergleich der Ergebnisse möglich ist. Kujala, Kettunen, Paananen, Aalto, Battié, Impivaara, Videman & Sarna untersuchten ehemalige männliche Eliteathleten (45-68 Jahre) aus den Sportarten Lauf (Langstrecke), Fußball, Gewichtheben und Schießen auf Kniearthrosen. Insgesamt konnten sie 117 Probanden akquirieren, die eine nahezu gleichmäßige Gruppeneinteilung bildeten. Die Untersuchung zeigte eine Prävalenz von Arthrose im Knie für die jeweilige Untersuchungsgruppe von 3% für Schützen, 29% für Fußballspieler, 31% für Gewichtheber und 14 % für Läufer. Demnach resultiert in dieser Studie der Schluss, dass Fußballer und Gewichtheber im Laufe der Zeit eher arthroseanfällig sind. Weiter wird beschrieben, dass Gewichtheber eher die Tendenz zu einer retropatellaren Arthrose und Fußballer eher zu einer tibiofemorale Arthrose tendieren. Dieser Schluss ist nach Meinung des Autors anhand der Ergebnisse nicht so deutlich zu sehen, da die Daten sich in den beiden Gruppen absolut nur um 3 Teilnehmer unterscheiden, keine Signifikanz aufzeigen und wie beschrieben, die jeweilige Arthrose mit einer Arthrose im jeweiligen anderen Gelenkbereich einhergeht. Dies ist den Ergebnissen deutlich zu entnehmen. Als Teilaufklärung wurde eine logistische Funktion für verschiedene Faktoren bestimmt. Dabei wird das erhöhte Risiko bei Fußballern vor allem durch vorherige Verletzungen und bei Gewichthebern über einen erhöhten BodyMassIndex (BMI) erklärt (1995). Es könnte der Schluss gefasst werden, dass zumindest Gewichtheber keine höhere Arthrosegefahr im Knie als Fußballer aufweisen. Demgegenüber steht jedoch der Einfluss einer vorangegangenen Verletzung. Insgesamt wurden 22 vorherige Knieverletzungen aus der gesamten Untersuchungsgruppe dokumentiert, 12 davon aus dem Fußballbereich und nur 6 aus dem Gewichtheben. In der Fußballgruppe entspricht das ca. 39%. Der Einfluss kann bezüglich der Aussage diskutiert werden (Kujala et al., 1995). Im Vergleich zeigen die Daten von van Saase für Männer im gleichen Altersabschnitt nur eine natürliche Arthroseprävalenz von ca. 12% (Wert aus Abbildung visuell kalkuliert). Somit kann für Leistungssportler eine erhöhte Arthroseprävalenz im Knie angenommen werden. Dennoch muss die Untersuchung von Kujala et al. differenzierter betrachtet werden und ist nicht verallgemeinerbar. So liegt zum einen keine Kontrollgruppe vor. Weiter wurden die Probanden aus einem ganzen Land rekrutiert. Die beschriebene Ortsabhängigkeit von van Saase et al. wird außen vor gelassen, was auch den hier vorgenommenen Vergleich hinterfragen lässt. Hinzu nimmt die Arthrosehäufigkeit im Altersgang zu. Demnach ist der natürliche Einfluss schwer abzuschätzen. Allerdings kann dem Review von Conaghan entnommen werden, dass Leistungssport das Risiko für eine Kniearthrose vermutlich erhöht. Eine Einteilung, welche Sportart womöglich einen geringeren Einfluss hat, scheint derzeit nicht möglich. Der größte Einflussfaktor einer entstehenden Arthrose wird einer vorangegangenen Verletzung im Gelenk zugeschrieben. Weiter werden die Einflussgrößen erhöhter BMI und die alltägliche Berufstätigkeit angegeben (2002). Iosifidis, Tsarouhas & Fylaktou bestätigen mit ihrer Arbeit die benannten Aussagen. Sie untersuchten 172 männliche ehemalige Eliteathleten, Durchschnittsalter 50,1±8,5 Jahre, mit 163 männliche Probanden einer Kontrollgruppe, Durchschnitts-

alter $50,7 \pm 10$ Jahre, die jeweils aus der gleichen geografischen Lage rekrutiert wurden. Weiterhin wurde bei beiden Gruppen darauf geachtet, dass keine ehemaligen Verletzungen der unteren Extremitäten vorhanden waren. Dazu zählten Brüche, Bandverletzungen, Meniskusverletzungen, Luxationen und ähnliches. Es waren die Sportarten Fußball, Leichtathletik, Kampfsport, Volleyball, Skilanglauf und Basketball vertreten. Untersucht wurde das Hüft-, Knie- und Sprunggelenk. Bei der röntgenologischen Untersuchung mit anschließender Auswertung konnte in der Summe eine signifikante Prävalenz bei $p=0,03$ von 36,6% für die Elitesportler bestimmt werden und lediglich 23,9% für die Kontrollgruppe. 20,3% der gesamten Untersuchungsgruppe sind auf das Kniegelenk zurückzuführen, 12,9% auf die Kontrollgruppe. Eine Unterteilung in retropatellare Arthrose und Gonarthrose wurde nicht vorgenommen. Es wird angegeben, dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den Sportartengruppen gibt, jedoch ist die Gruppenverteilung sehr ungleichmäßig. Auch in dieser Untersuchung wurde ein logistisches Modell angewandt, welches die Einflussfaktoren der Prävalenz eingrenzen sollte. Es werden wieder die Faktoren Alter, BMI und Berufstätigkeit benannt (2014). Werden die Ergebnisse mit den Daten für Fußballer und Gewichtheber von Kujala et al. (1995) in Bezug auf das Knie verglichen, weisen sie etwa 8% geringere Werte bei gleicher durchschnittlicher Altersstruktur aus. Dies kann möglicherweise an der Rücksichtnahme von verletzungsfreien Probanden liegen. Ungeachtet dessen liegen die hier ermittelten Werte in etwa 10% höher als die der Kontrollgruppe und als die der ermittelten Daten von van Saase et al. (1989) für ein normatives Populationskollektiv. Daher kann die Annahme einer erhöhten Arthrosegefahr im Kniegelenk durch Leistungssport angenommen werden. Diese scheint sich jedoch nicht innerhalb der Sportarten zu unterscheiden. Demnach ist zu schlussfolgern, dass für einen Gewichtheber kein größeres Risiko besteht als für einen Fußballspieler oder einen Leichtathleten.

In Kapitel 4.6 wurde beschrieben, dass die Beschleunigung die größte Auswirkung auf die Kniebelastung hat. Dies trifft vor allem bei den dynamischen Abfangbewegungen in den Techniken des Gewichthebens auf. Dennoch kann aus diesem Kapitel zusammengefasst werden, dass Knieverletzungen beim Training von Gewichthebern selten vorkommen. Da eine tiefe Kniebeuge in der Regel in einem ruhigen und gemäßigten Tempo durchgeführt wird, sinkt die Verletzungswahrscheinlichkeit im Fitnesssport noch weiter. Dem einhergehend wird dem größten Faktor zur Arthrosebildung, eine Verletzung, entgegengewirkt. Ein leistungsorientiertes Training scheint eine um ca. 8-18% höhere Prävalenz einer Kniearthrose im Altersgang zu beherbergen. Dabei ist es unabhängig, welche Sportart ausgeführt wird. Ein erhöhtes Risiko für eine Kniegelenksarthrose für den Fitnesssport konnte aus der Literaturanalyse nicht ausfindig gemacht werden und wird durch den geringeren Trainingsumfang im Vergleich zu Leistungssportlern als gering eingeschätzt. Weitere Pathologien oder Risiken durch eine Tiefkniebeuge sind nach aktuellem Stand nicht zu erwarten. Eher im Gegenteil verweisen Studien auf physiologisch positive Anpassungseffekte, die Degenerationen entgegenwirken. Ein langfristiger und ordnungsgemäßer Trainingsaufbau sei vorausgesetzt.

4.8 Beanspruchung der Strukturen bei unterschiedlichen Kniebeugetiefen

Unbestritten ist, dass mit einer abnehmenden Kniebeugetiefe eine größere Last bewältigt werden kann. Hartmann, Wirth, Klusemann, Dalic, Matuschek & Schmidbleicher führten eine Untersuchung mit Sportstudenten durch. Hierbei verglichen Sie unter anderem die Maximallast in einer Viertel-Nackenkniebeuge mit der einer tiefen Nackenkniebeuge und einer tiefen Frontkniebeuge. Bereits im Pretest übertraf die Maximallast der Viertelkniebeuge ca. das Dreifache der Tiefkniebeugen. Im Posttest erhöhte sich die Differenz hoch signifikant auf das Vierfache. Bezüglich der hohen Lasten wurde die Viertelkniebeuge in einer Multipresse durchgeführt. In der Untersuchung handelte es sich um Personen mit geringer Krafttrainingserfahrung. Demnach werden die Werte für ein kraftorientiertes Kollektiv noch höher eingeschätzt (2012, S. 3246, 3253, 3257). Pernitsch & Brunner geben an, dass in der halben Kniebeuge eine 30-40% höhere Maximallast als in einer Tiefkniebeuge erreicht werden kann (o.J., S. 21). Verschiedene Problematiken lassen sich aus den dargestellten Parametern ableiten. Zum einen kann kein verallgemeinerter Bezug von Beugetiefe zu bewältigter Last geschlossen werden, z.B. dass bei 90° Flexion die doppelte Last wie in einer Tiefkniebeuge erreicht wird. Zum anderen beschreibt Zawieja, dass Sportler in der halben Kniebeuge mit deutlich mehr Last, mindestens 50-80Kg mehr als in der Tiefkniebeuge, belastet werden müssen, um eine optimale Reizsetzung für die Beinmuskulatur erzielen zu können (2008, S. 33). Dies bedeutet eine größere Beanspruchung auf alle weiteren Strukturen des Körpers. Vor allem soll hier das Augenmerk auf den Rumpf und die Wirbelsäule gelegt werden, die die Belastung kompensieren müssen. Es ist anzunehmen, dass eine erhöhte Verletzungsanfälligkeit für diese Strukturen vorliegt. Dieser Fakt ist jedoch wissenschaftlich nicht bestätigt.

Wird die Mehrbelastung bei geringerer Flexion mit den Ergebnissen von Hehne (1983) betrachtet, dann müsste die Schlussfolgerung lauten, dass in der halben Kniebeuge größere Anpresskräfte erzielt werden, weil die Last den größten Einfluss auf den Druck (Kraft je Fläche) besitzt.

Mit welchen Bewegungsformen der Körper die Lasten bewältigt und welche Bereiche des Körpers mehr oder weniger beansprucht werden, wird im nächsten Kapitel behandelt.

4.9 Betrachtung der Gewichtskraft und ihre Auswirkung in der Kniebeuge

„Es gibt keine „richtige“ Ausführung der Squats, sondern lediglich diverse Varianten, die einmal mehr die LBH-Region be- und die Kniegelenke entlasten oder umgekehrt“ (Diemer & Sutor, 2007, S. 273). So gesehen ist das Zitat das Fazit dieses Kapitels. Diemer & Sutor beschreiben, dass eine Kniebeuge indikationsspezifisch durchgeführt werden sollte und ihre Ausführung von individuellen und pathologischen Parametern abhängig ist. Zum erstgenannten Punkt wird die Mobilität der Hüft-, Fuß- und Kniegelenke verstanden (2007, S. 273). Hinzu ist die Kniebeuge eine komplexe Bewegung. Wird ein Faktor verändert, ändert sich der gesamte Bewegungsverlauf mehr oder weniger stark. So ist z.B. die Knieflexion über die Zehen von der Standweite

abhängig. Je enger der Stand, desto eher werden die Knie nach vorn über geschoben (Rippetoe & Kilgore, 2007, S. 30). Eine weitere Abhängigkeit geben Diemer & Sutor an. Je aufrechter der Oberkörper in der Kniebeuge ist, desto weniger müssen die Muskeln des Torsos gegen die wirkende Schwerkraft arbeiten. Es findet eine axiale Ausrichtung statt. Einhergehend soll hier die Belastung auf den Quadriceps im Vergleich zur ischiocruralen Muskulatur erhöht sein. Wird eine Kniebeuge mit einer Oberkörpervorbeuge durch Hüftflexion durchgeführt, soll die ischiocrurale Muskulatur mehr als in der axialen Ausrichtung beansprucht werden. Das Verhältnis zum M. quadriceps soll sich mehr ausgleichen. Auf jeweilige EMG-Studien wird nicht verwiesen (2007, S. 273, 289, 301). Betrachtet man Ansatz und Ursprung der ischiocruralen Muskulatur, kann die Mehrbelastung in der zuletzt erwähnten Variante bestätigt werden, da sich beide Punkte durch die Hüftflexion weiter voneinander entfernen. Auch Rippetoe & Kilgore vertreten diese Meinung und plädieren auf eine leichte Oberkörpervorneigung, um die ischiocrurale Muskulatur mehr zu belasten (2007, S. 43). Die jeweilige Position der Knie und des Oberkörpers haben Auswirkungen auf die wirkenden Drehmomente durch sich verändernde Hebelarme. Abb. 30 zeigt zwei verschiedene Varianten. Besitzt der Oberkörper eine stärkere Vorlage, werden allgemein die Knie weniger nach ventral geschoben. Der Körperschwerpunkt bzw. die Gewichtskraft der Last, durchgezogene Linie, verschiebt sich Richtung Kniegelenk. Der Hebelarm c verkürzt sich im Vergleich zur aufrechten Position mit Hebelarm d. Durch die Verkürzung des Hebelarmes resultiert ein geringeres Drehmoment bei gleicher Last auf das Kniegelenk (Bandi, 1980, S. 22 ff.). Auf der anderen Seite verlängert sich der Hebelarm a zur Lendenwirbelsäule. Dem gegenüber steht der sehr kurze Hebelarm der wirbelsäulennahen Rückenmuskulatur, die den längeren Hebel ausgleichen muss. Demnach erfährt die Rückenmuskulatur ein größeres Drehmoment in der vorgebeugten Position als im Vergleich dazu, wenn die Knie weiter nach vorne geschoben werden und die Oberkörperposition aufrechter gehalten werden kann. Hebelarm b ist deutlich kürzer. Die Hebellänge der Rückenmuskulatur hat keinen größeren Spielraum, da sie sich unmittelbar am Drehzentrum befindet. Es obliegt einem selbst, für welche Technikausführung man sich entscheidet und welche Struktur dadurch mehr belastet wird. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass diese Veranschaulichung nur mit Drehmomenten durchgeführt wurde. Ein exakter Bezug auf eine Belastung auf ein spezifisches Gewebe ist hiermit nicht möglich.

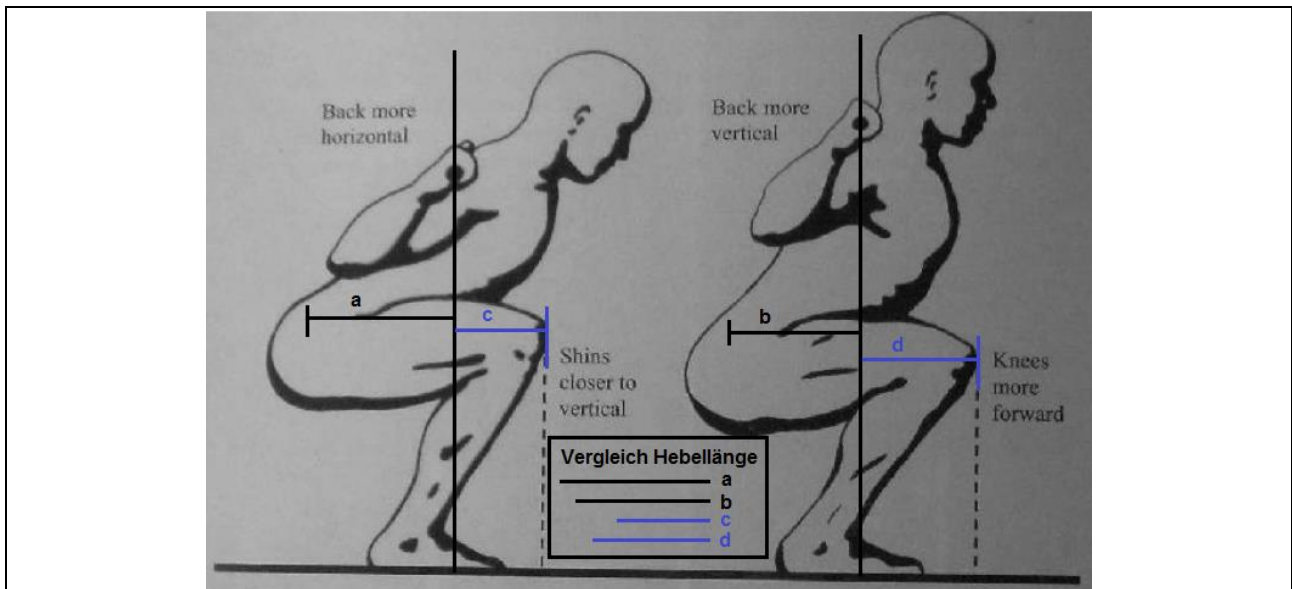


Abb. 30. Hebellängen bei unterschiedlichen Kniebeugepositionen, beschriftete eingefügte Strecken sind kopiert und besitzen die gleiche Länge, modifiziert nach Rippetoe, 2007, S. 16

Trotz allem steht das Argument des höheren Drehmomentes für das Kniegelenk bei einer aufrechteren Oberkörperposition im Raum und es stellt sich die Frage, ob eine Beugung des Kniegelenks über die Zehen schädlich ist oder degenerative Prozesse auslöst? Ob Scherkräfte nach ventral und somit die Kompressionskräfte zum Patellofemoralgelenk in dieser Position zunehmen, soll im kommenden Abschnitt mit Rücksichtnahme auf die bereits erwähnten Fakten dieser Arbeit beurteilt werden.

Es ist wohl nicht abzustreiten, dass je mehr sich die Tibia durch das Sprunggelenk nach ventral verlagert, unabhängig davon ob das Gelenk sich über die Zehenspitzen bewegt, die Scherkraft zunimmt. Es könnte vereinfacht so erklärt werden, dass das Tibiaplateau nach vorne abkippt und der Femur entsprechend wie ein Fels von einem „Berg“ nach vorne herunterrollt, weil er von der Schwerkraft angezogen wird. Somit erhöht sich die Scherkraft. Allerdings ist nach Meinung des Autors der Schluss auf die Bewegungsausführung aus den erhobenen Daten von Scherkräften nicht zu halten. Sie bilden Summenkräfte aus einer resultierenden Krafrichtung und haben keinen Bezug zu einer jeweiligen Struktur bzw. zu einer Fläche. Hinzu werden die Kräfte in den anderen Ebenen außen vor gelassen. Als Negativbeispiel wird die oft zitierte und als erste Untersuchung für diese Thematik benannte Studie von Ariel dargestellt.

„It was found that some subjects moved their knees forward while performing the squat exercise, whereas other subjects maintained the knees in relatively the same position. The forward movement of the knees while the subject performed the squat was associated with the greatest shearing force (Subject 3). This knee-shifting introduces mechanical factors which influence the magnitude of the shearing forces and may be one of the causes of knee injuries.“ (Ariel, 1974, S. 48).

In seiner Untersuchung nahmen 12 erfahrene Gewichtheber im Alter von 21-25 Jahren teil. In seiner Arbeit stellte er lediglich drei Beispielprobanden vor und führte keine statistische Analyse durch. Hinzu wurden alle Resultate als Summenkräfte ohne Flächenbezug bestimmt. Die Schlussfolgerung der „schädlichen“ Bewegung der Knie über die Zehen wird anhand einer Person deskriptiv getroffen (siehe Zitat). Weiter

wird der Person eine mangelnde Technik zugeschrieben. In Bezug zu den Daten kann dies bestätigt werden, da diese Person nur einen Kniewinkel von 90° erreichte während die anderen zwei vorgestellten Probanden um die 110° erreichten. Daraus ergibt sich die Frage, inwiefern es sich wirklich um erfahrene Gewichtheber handelte. Abschließend sei darauf verwiesen, dass hier lediglich eine Vermutung ausgesprochen wurde, dass es eine Ursache für Knieschäden sein kann (Ariel, 1974). Leider wurde diese Aussage wohl überbewertet, ohne genauer zu hinterfragen, und es bildeten sich unbegründete Dogmen heraus.

Dass eine ventrale Verschiebung der Knie pathologische Erscheinungen hervorruft, ist wissenschaftlich nicht bestätigt. Ob ein größeres Drehmoment gleichzeitig einen größeren Druck verursacht, wurde bis heute nicht untersucht. Wie beschrieben, fehlt der Bezug zur kontaktbildenden Fläche. Aus diesen Parametern können keine Ableitungen getroffen werden.

In Anbetracht der Ausführung, ob das Knie über die Zehen geführt werden darf oder ob eine Tiefkniebeuge das Kniegelenk schädigt, kann nur aus der wissenschaftlichen Beobachtung des Kollektivs betrachtet werden, welches sich tagtäglich dieser Bewegung aussetzt, Gewichtheber. Ob die Knie über die Zehen verlaufen, wird in diesem Kollektiv weniger Beachtung geschenkt. Es ist individuell und hängt von der Technik und der Anatomie ab. Es wird so angenommen, wie es ist oder wie es sich im Laufe der Zeit entwickelt. Es sei wieder Mals auf das Kapitel 4.7 verwiesen, wo die Knieverletzung zu den geringsten Verletzungserscheinungen zählt und die Anpassungen des Gelenks im Vergleich zu anderen Sportarten und Nichtsportlern die positivsten Werte aufzeigen. Im Widerspruch dazu steht das erhöhte Arthroserisiko im Kniegelenk. Es wird jedoch vermutet, dass dies eher durch die sehr hohen Umfänge begründet werden kann, anstelle der hier diskutierten Bewegungsausführung. Die erhöhte Arthroseprävalenz allgemein für Leistungssportler würde diese Aussage belegen.

5 Fazit

Im Punkt der Ausgangsstellung der Kniebeuge konnte anatomisch und biomechanisch aufgezeigt werden, dass ein schulterbreiter Stand mit einer leichten V-Form der Füße eine optimale Position für die Kniebeuge darstellt. Grund hierfür ist die Annäherung der mechanischen Beinachse an die Tragachse der Gelenke, wodurch sich der Hebelarm verringert, und die leichte resultierende Außenrotation der Beinkette. Es sei jedoch vermerkt, dass die anatomische Ausprägung individuell ist und somit auch eine parallele hüftbreite Ausgangsstellung das Optimum einer Person darstellen kann. Stellungs- und Fußänderungen in der Kniebeuge konnten keine Mehraktivierung der Muskulatur aufweisen. Demnach kann eine Ableitung auf die Effektivität der Kniebeuge aus diesen Punkten nicht gezogen werden. Weiter konnte aus den EMG-Untersuchungen herausgestellt werden, dass sich die Frontkniebeuge in der Belastung nicht von der Nackenkniebeuge unterscheidet. Die Ergebnisse zeigen,

dass eine Kniebeuge ca. doppelt so stark den M. quadriceps fordert als die ischiocrurale Muskulatur. Demnach sollte eine spezifische Übung für die ischiocrurale Muskulatur mit in den Trainingsplan aufgenommen werden. Ziel ist es die Dysbalance zwischen den beiden Muskelgruppen zu verringern. Wird die Untersuchung und der Gedankengang von Baratta et al. (1988) aufgegriffen, so ist die Überlegung, dass somit in der Kniebeuge eine größere Kokontraktion der ischiocruralen Muskulatur gewährleistet werden kann, was einer gleichmäßigeren Druckverteilung der Kräfte auf der Fläche nach sich ziehen soll. Das Druckverhalten im Tibiofemoralgelenk und im Patellofemoralgelenk in Bezug zur Beugtiefe steht unter besonderer Betrachtung der Forschung der Kniebeuge. Dabei geht es um die Abschätzung des Druckes, ab der eine pathologische Folgeerscheinung auftritt. Durch die häufige Beugung des Kniegelenks in der maximalen Bewegungsamplitude unter Last wird bei Gewichthebern eine erhöhte pathologische Gefahr vermutet. Die Arbeit konnte aufzeigen, dass Gewichtheber ein erhöhtes Risiko besitzen, im früheren Altersgang eine Arthrose zu erleiden. Jedoch teilen sie dieses Risiko im gleichen Umfang mit allen anderen Sportarten, die leistungsorientiert betrieben werden. Dass eine Sportart ein geringeres Risiko darstellt, konnte die Recherche nicht herausstellen. Die Wettkampfformen des Gewichthebens verlangen hohe Geschwindigkeiten in Form von dynamischen Abfangbewegungen, welche als einflussreichste Parameter für die Druckbelastungen benannt werden (Pernitsch & Brunner, o.J.). Durch die ruhige und kontrollierte Ausführung der tiefen Kniebeuge wird das Risiko für eine Arthrose bei Freizeitkraftsportlern geringer eingeschätzt als bei Gewichthebern. Eine Untersuchung zur Prävalenz der Kniegelenksarthrose im Fitnesssport mit einem Vergleich einer tiefen und einer halben Kniebeuge konnte nicht eruiert werden. Im Widerspruch zum erhöhten Arthroserisiko sind die positiven Anpassungserscheinungen im Kniegelenk bei Bändern und Knorpel zu benennen. Sie verzeichnen keine pathologischen Erscheinungen in professionellen Gewichtheberkollektiven. Es gibt keinen wissenschaftlichen längsschnittlichen Beweis für einen degenerativen Prozess im Knie durch Kniebeuge oder durch Kniebeuge mit unterschiedlichen Winkelverläufen. Die Analyse konnte aufzeigen, dass Untersuchungen auf die Stabilität von Körperstrukturen nur Ansätze hervorbringen. Problematiken wie methodische Fehler und einseitige Betrachtungsweisen, z.B. die Belastung in nur einer Ebene, erlauben derzeit keinen sicheren Schluss, ab welcher Last degenerative Erscheinungen in Knorpel, Menisken und Bänder auftreten. In Bezug zur Druckbelastung im Patellofemoralgelenk konnte aufgezeigt werden, dass in der Literatur zum Großteil fälschlicherweise Kräfte und Drehmomente als Druckbelastungen interpretiert werden. Diese Ergebnisse müssen als nicht folgerichtig benannt werden, weil sie nicht auf eine wirkende Fläche heruntergebrochen wurden. In diesen Untersuchungen werden summierte, vektorielle Kräfte berechnet. In der Literatur wurde keine Studie gefunden, die weder mathematisch die innere Patellafläche kalkulierte, noch die von außen messbare Größe der Patella miteinbezog. Demnach sind die Ableitungen aus diesen Untersuchungen, z.B. die Kniebeuge nur in bestimmten Winkelgraden durchzuführen, falsch, da ihre Messungen auf keine

validen Parameter beruhen. Werden die Ergebnisse von Hehne (1983) herangezogen, steigt mit einer vermehrten Kniebeugung die Anpresskraft (in dieser Untersuchung ist die Fläche mit berücksichtigt) in geringem Maße. Einhergehend steigt jedoch auch im gleichen Verhältnis die Kontaktfläche, wodurch der mittlere Druck auf die Patella konstant bleibt. Der größte Einflussfaktor auf die Anpresskraft, die Fläche und den Druck hat die einwirkende Last. Demnach kann geschlossen werden, dass der Beugewinkel auf den Druck im Patellofemoralgelenk keinen immanenten Einfluss besitzt. In der Tiefkniebeuge können 30-40% geringere Maximallasten bewältigt werden als in der halben Kniebeuge. Dem einhergehend müssten hieraus stärkere retropatellare Druckkräfte in der halben Kniebeuge resultieren. Dies bleibt jedoch Vermutung und ist wissenschaftlich nicht nachgewiesen. Dennoch scheint auch dieses Argument kein Indiz gegen eine tiefe Ausführung darzustellen. In Betracht, dass aktuell keine invasive Messung im Patellofemoralgelenk durchgeführt wurde und Ableitungen auf mögliche Pathologien nur auf Summenkräfte und Drehmomente beruhen, kann die Aussage der Knieverläufe über die Zehen an sich gar nicht gewertet werden. Die Arbeit verwies auf Forschungen, die einen anatomischen Einfluss auf die Kniebeugebewegung besitzen. So scheint es auch in diesem Bereich vielleicht einen individuellen anatomischen Einfluss zu geben. Werden die positiven Anpassungserscheinungen aus dem Kollektiv der Gewichtheber herangezogen, die diese Bewegung tolerieren, kann hieraus kein negativer Einfluss aus der Bewegung der Knie über die Zehen gezogen werden. Betrachtet man die Hebelverhältnisse in den Drehmomenten von Knie und Rücken, ist der Autor der Ansicht, die Knie über die Zehen zu führen, um ein günstigeres Lastverhältnis zugunsten der Wirbelsäule zu evozieren.

Die Durchführung einer Kniebeuge in einem gemäßigten Tempo scheint keine pathologischen Erscheinungen im Kniegelenk hervorzurufen unabhängig vom Beugewinkel und der ventralen Verschiebung der Knie zu den Füßen. Eine Tiefkniebeuge wird in Bezug zur adaptierbaren Knorpelfläche im Kniegelenk und einer geringeren zu bewältigen Last im Vergleich zu einer halben Kniebeuge empfohlen. Allgemein ist immer von einer steigenden langsamen Progression eines typischen Trainingsaufbaus für die benannten Aussagen vorauszusetzen.

Wie die Literaturrecherche zeigt, ist die in der Sportwelt so weit verbreitete Kniebeuge immer noch nicht vollständig erforscht. Es haben sich Dogmen aus Theorien entwickelt, die auf Annahmen beruhen, welche wissenschaftlich nicht überprüft worden sind. Die Wissenschaft zeigt Ansätze auf, welche jedoch oftmals eine unzureichende Validität besitzen. Für eine genaue Beurteilung muss eine dreidimensionale Überprüfung erfolgen. Hinzu kommen die vielen Faktoren, die einen Einfluss haben wie Anatomie, Winkel, Geschwindigkeit, Last, Position, Verlauf und weitere. Hinzu muss auch die ganzheitliche Bewegung betrachtet werden, was auch in dieser Zusammenfassung bezüglich dem Hüft- und Sprunggelenk sowie der Wirbelsäule zu kurz kam. Die steigende Komplexität einer einfachen alltäglichen Bewegung wird deutlich erkennbar. Da eine in vivo Messung immer mit Schwierigkeiten verbunden ist, werden wohl auch zukünftig die Dogmen und Annahmen nicht beiseite geschafft

werden können. Es muss eine umfassendere kritische Reflektion der eigenen Arbeiten und derer anderer erfolgen, wenn allgemeingültige Ableitungen getroffen werden wollen.

Literaturverzeichnis

- Appell, H.-J. & Stang-Voss, C. (2008). *Funktionelle Anatomie. Grundlagen sportlicher Leistung und Bewegung* (4. Aufl.). Heidelberg: Springer-Verlag.
- Ariel, B.G. (1974). Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy loads. In R. Nelson & C. Morehouse (Hrsg.), *Biomechanics IV* (S. 44–52). University Park Press: Baltimore.
- Bandi, W. (1980). *Die retropatellaren Kniegelenkschäden. Pathomechanik und pathologische Anatomie, Klinik und Therapie* (Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie, 4). Bern: Huber.
- Baratta, R., Solomonow, M., Zhou, B., Letson, D., Chuinard, R. & D'ambrosia, R. (1988). Muscular coactivation. The role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *The American journal of sports medicine*, 16 (2), 113–122.
- BioConform GmbH (2016) (Hrsg.). *Bius1 Video Features*. Zugriff am 25. Mai 2016 unter <http://www.bioconform.com/news-media/media-video-bilder/>
- Conaghan, P.G. (2002). Update on osteoarthritis part 1: current concepts and the relation to exercise. *British journal of sports medicine*, 36 (5), 330–333.
- Dahlkvist, N.J., Mayo, P. & Seedhom, B.B. (1982). Forces during squatting and rising from a deep squat. *Engineering in Medicine*, 11 (2), 69–76. Abstract Zugriff am 25. Mai 2016 unter <http://eim.sagepub.com/content/11/2/69.short>
- Diemer, F. & Sutor, V. (2007). *Praxis der medizinischen Trainingstherapie. 115 Tabellen* (Physiofachbuch) (Band 1). Stuttgart: Thieme.
- Escamilla, R.F., Zheng, N., Fleisig, G.S., Lander, J.E., Barrentine, S.W., Cutter, G.R. & Andrews, J.R. (1997). The effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and legpress. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29 (5), 156. Abstract Zugriff am 25. Mai 2016 unter http://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1997/05001/THE_EFFECTS_OF_TECHNIQUE_VARIATIONS_ON_KNEE.886.aspx#
- Escamilla, R.F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33 (1), 127–141.
- Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Zheng, N., Lander, J.E., Barrentine, S.W., Andrews, J.R., Bergemann, B.W. & Moorman, C.T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine and science in sports and exercise*, 33 (9), 1552–1566.
- Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Zheng, N., Barrentine, S.W., Wilk, K.E. & Andrews, J.R. (1998). Biomechanics of the knee during closed kinetic chain and open kinetic chain exercises. *Medicine and science in sports and exercise*, 30 (4), 556–569.
- Fry, A.C., Housh, T.J., Hughes, R.A. & Eyford, T. (1988). Stature and Flexibility Variables as Discriminators of Foot Contact During the Squat Exercise. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 2 (2), 24–26. Abstract Zugriff am 21. Mai 2016 unter http://journals.lww.com/nsca-jscr/Abstract/1988/05000/Stature_and_Flexibility_Variables_as.2.aspx
- Fry, A.C., Kraemer, W.J., Bibi, K.W. & Eyford, T. (1991). Stature Variables as Discriminators of Foot Contact during the Squat Exercise in Untrained Females. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 5 (2), 77–81. Abstract Zugriff am 21. Mai 2016 unter http://journals.lww.com/nsca-jscr/abstract/1991/05000/stature_variables_as_discriminators_of_foot.5.aspx
- Gesundheit in Deutschland (2006) (Hrsg.). *Arthrose*. Zugriff am 28. Mai 2016 unter http://www.gbe-bund.de/pdf/Kap1.2.5.3_Arthrose.pdf
- Gullett, J.C., Tillman, M.D., Gutierrez, G.M. & Chow, J.W. (2009). A biomechanical comparison of back and front squats in healthy trained individuals. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 23 (1), 284–292.
- Hartmann, H., Wirth, K., Klusemann, M., Dalic, J., Matuschek, C. & Schmidtbleicher, D. (2012). Influence of squatting depth on jumping performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26 (12), 3243–3261.
- Hartmann, H. & Wirth, K. (2014). Literaturbasierte Belastungsanalyse unterschiedlicher Kniebeugevarianten unter Berücksichtigung möglicher Überlastungsschäden und Anpassungseffekte. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie*, 62 (1), 6–23.

- Hattin, H.C., Pierrynowski, M.R. & Ball, K.A. (1989). Effect of load, cadence, and fatigue on tibio-femoral joint force during a half squat. *Medicine and science in sports and exercise*, 21 (5), 613–618.
- Hehne, H.-J. (1983). *Das Patellofemoralgelenk. Funktionelle Anatomie - Biomechanik - Chondromalazie und operative Therapie*, 27 Tabellen. Stuttgart: Enke.
- Huberti, H. (2016). *Arthrose, Häufigkeit*. In Deutsche Arthrose Hilfe e.V. (Hrsg.). Zugriff am 28. Mai 2016 unter <http://www.arthrose.de/arthrose/haeufigkeit.html>
- Iosifidis, M.I., Tsarouhas, A. & Fylaktou, A. (2015). Lower limb clinical and radiographic osteoarthritis in former elite male athletes. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23 (9), 2528–2535.
- Kapandji, I.A. (1992). *Funktionelle Anatomie der Gelenke. Schematisierte und kommentierte Zeichnungen zur menschlichen Biomechanik* (2., unveränd. Aufl.). Stuttgart: Enke.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2004). *Biomechanik der menschlichen Gelenke*. München: Elsevier Urban & Fischer.
- Kujala, U.M., Kettunen, J., Paananen, H., Aalto, T., Battié, M.C., Impivaara, O., Videman, T. & Sarna, S. (1995). Knee osteoarthritis in former runners, soccer players, weight lifters, and shooters. *Arthritis & Rheumatism*, 38 (4), 539–546.
- McCaw, S.T. & Melrose, D.R. (1999). Stance width and bar load effects on leg muscle activity during the parallel squat. *Med. Sci. Sports Exerc.*, 31 (3), 428–436.
- Pernitsch H. & Brunner F. (o.J.). *Zur Kniebeuge. Technik-Methodik-Medizin-Biomechanik-Praxis*. Zugriff am 25. Mai 2016 <http://www.spsport.at/download/Kniebeuge.pdf>
- Rabenberg, M. (2013). Arthrose. In Robert Koch Institut (Hrsg.), *Gesundheitsberichterstattung*, Heft 54. Berlin.
- Reilly, D.T. & Martens, M. (1972). Experimental analysis of the quadriceps muscle force and patello-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 43 (2), 126–137.
- Rippetoe, M. & Kilgore, L. (2007). *Starting strength. Basic barbell training* (2nd ed.). Wichita Falls, TX: Aasgaard Co.
- Stuart, M.J., Meglan, D.A., Lutz, G.E., Growney, E.S. & An, K.-N. (1996). Comparison of intersegmental tibiofemoral joint forces and muscle activity during various closed kinetic chain exercises. *The American journal of sports medicine*, 24 (6), 792–799.
- Tittel, K. (2000). *Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen* (13. Aufl.). München: Urban & Fischer.
- Toutoungi, D.E., Lu, T.W., Leardini, A., Catani, F. & O'connor, J.J. (2000). Cruciate ligament forces in the human knee during rehabilitation exercises. *Clinical Biomechanics*, 15 (3), 176–187.
- van Saase, J.L., van Romunde, L.K., Cats, A., Vandenbroucke, J.P. & Valkenburg, H.A. (1989). Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Annals of the rheumatic diseases*, 48 (4), 271–280.
- Wikimedia Foundation Inc. (2016) (Hrsg.). *Kniegelenksarthrose*. Zugriff am 28. Mai 2016 unter <https://de.wikipedia.org/wiki/Kniegelenksarthrose>
- Wilk, K.E., Escamilla, R.F., Fleisig, G.S., Barrentine, S.W., Andrews, J.R. & Boyd, M.L. (1996). A Comparison of Tibiofemoral Joint Forces and Electromyographic Activity During Open and Closed Kinetic Chain Exercises. *The American journal of sports medicine*, 24 (4), 518–527.
- Woo, S.L.-Y., Hollis, J.M., Adams, D.J., Lyon, R.M. & Takai, S. (1991). Tensile properties of the human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex The effects of specimen age and orientation. *The American journal of sports medicine*, 19 (3), 217–225.
- Wretenberg, P.E., Feng, Y.I. & Arborelius, U.P. (1996). High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Medicine and science in sports and exercise*, 28 (2), 218–224.
- Wurzinger, L.J. (2014). Hüfte, Oberschenkel und Knie. In G. Aumüller (Hrsg.), *Anatomie Duale Reihe* (3. aktual. Aufl.) (S. 345–395). Stuttgart: Thieme.
- Yao, J., Lancianese, S.L., Hovinga, K.R., Lee, J. & Lerner, A.L. (2008). Magnetic resonance image analysis of meniscal translation and tibio-menisco-femoral contact in deep knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 26 (5), 673–684.
- Zawieja, M. (2008). *Leistungsreserve Hanteltraining. Handbuch des Gewichthebens für alle Sportarten*. Münster: Philippka-Sportverl.

