

Literaturbasierte Belastungsanalyse unterschiedlicher Kniebeugevarianten unter Berücksichtigung möglicher Überlastungsschäden und Anpassungseffekte

Hagen Hartmann und Klaus Wirth

Institut für Sportwissenschaften der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main

Zusammenfassung

In Wissenschaft und Praxis des Krafttrainings wird mitunter angenommen, dass die tiefe Kniebeuge eine erhöhte Verletzungsgefahr der Lendenwirbelsäule und des Kniegelenks aufweist. Ein Verzicht auf tiefe Gelenkpositionen soll das Ausmass der Kniegelenkskräfte minimieren. Entsprechend wird bei Überlastungsbeschwerden und degenerativen Veränderungen des Patella-Sehnen-Komplexes die Durchführung der viertel oder halben Kniebeuge empfohlen, da innerhalb der ersten 50° Kniebeugung die geringsten retropatellaren Druckbeanspruchungen berechnet wurden. Diese Empfehlung basiert auf Kalkulationen von Kniegelenkskräften, die bei Ausführung der tiefen und halben Nackenkniebeuge auftraten. Diese Werte können jedoch nicht auf die viertel Kniebeuge übertragen werden, da hierbei a) der Einfluss der Bewegungsumkehr bei geringerer retropatellarer Kontaktzone und geringerer oder fehlender tendofemorale Unterstütsungsfläche und b) die unterschiedlichen Lasthöhen der jeweiligen Kniebeugevariante unberücksichtigt bleiben. Dies ist insbesondere im Leistungssport von trainingspraktischer Relevanz: Aufgrund der günstigeren Hebelverhältnisse in Knie- und Hüftgelenken sind in der viertel (und halben) Kniebeuge höhere Lasten als in der tiefen Kniebeuge erforderlich, um Trainingsreize der Hüft- und Beinextensoren zu applizieren. Dies resultiert in einer entsprechenden Zunahme der Kniegelenkskräfte und erfordert eine grössere Stabilisierungsarbeit im Rumpf, um schädigenden discalen Scherkräften entgegenzuwirken. Diese Zusammenhänge blieben in renommierten Publikationen bisher unberücksichtigt, in denen die Kniegelenk- und Wirbelsäulenbelastung in unterschiedlichen Kniebeugetiefen diskutiert wurde. Vorausgesetzt, dass unter professioneller Trainerbetreuung die Bewegungstechnik korrekt erlernt und die Belastung allmählich gesteigert wird, stellt die tiefe Kniebeuge eine effektive verletzungsprotektive Trainingsmassnahme auch im Nachwuchsbereich dar und birgt, entgegen der landläufigen Meinung, keine erhöhten Verletzungsrisiken des passiven Bewegungsapparates.

Schlüsselwörter: Wirbelsäulenbelastung, retropatellarer Anpressdruck, tibiofemorale Kompression, Kniegelenkbelastung, tendofemorale Umwicklungseffekt

Abstract

In the science and practice of strength training it is sometimes suggested that the deep squat entails an increased injury risk of the lumbar spine and the knee joint. Avoiding deep flexion is believed to minimize the magnitude of knee joint forces. Because within the first 50° of knee flexion calculated retropatellar compressive stress is lower, execution of quarter or half squats is recommended when overuse injuries and degenerative changes of the patella-tendon-complex exist. This recommendation is based on calculation of knee joint forces that occurred during the execution of half- and deep-back squats. These values cannot be extrapolated to quarter squats because the following were not taken into account a) the influence of reversal of motion with minor retropatellar contact-zone and lower or missing tendofemoral support-surface and b) the different weights that can be tolerated with the particular squat. This misconception is particularly important when making recommendations for elite training: Due to the advantageous positions of the lever arms at the knee- and hip joints, quarter (and half) squats necessitate higher weights to induce effective training stimuli of the hip and leg extensors compared with deep squats. Accordingly this results in increased knee joint forces and requires a greater degree of torso stabilization to counteract impairing discal shear forces. These relationships were ignored in recent publications so far that have discussed spinal- and knee-joint forces at different squatting depths. Provided that the movement pattern is learned correctly under supervision of a qualified trainer and weights are gradually increased, the deep squat presents an effective training exercise for protection against injuries, particular in junior athlete development. Contrary to commonly voiced concerns, deep squats do not entail increased risks of injury of the passive tissues.

Key Words: spinal load, retropatellar compression, tibiofemoral compression, knee joint load, tendofemoral wrapping effect

Einleitung

Bei der olympischen Langhantelkniebeuge unterscheidet man in der Regel drei grundlegende Ausführungsvarianten (Abb. 1): die Frontkniebeuge, die Nackenkniebeuge mit hoher Ablage und die Nackenkniebeuge mit tiefer Ablage. Im Vergleich zur hohen Ablage ist die tiefe Ablage durch eine größere Hüftflexion gekennzeichnet, wodurch höhere Lasten bewältigt werden können. Diese Variante kommt daher im

Kraftdreikampf zum Einsatz (Wretenberg et al., 1996). Abhängig von der Variante differieren die Kniewinkel in der parallelen Kniebeuge, in der sich Leistenfalte und Oberseite der Beinextensoren parallel in der horizontalen Ebene befinden, zwischen 60° und 70° (Fry et al., 1993) (Abb. 2). Die halbe Kniebeuge wird bis ca. 80° – 100° (Abb. 3) und die viertel Kniebeuge bis ca. 110° – 140° Kniewinkel (Abb. 4) absolviert (Caterisano et al., 2002; Wilson, 1998; Wretenberg et al., 1993).

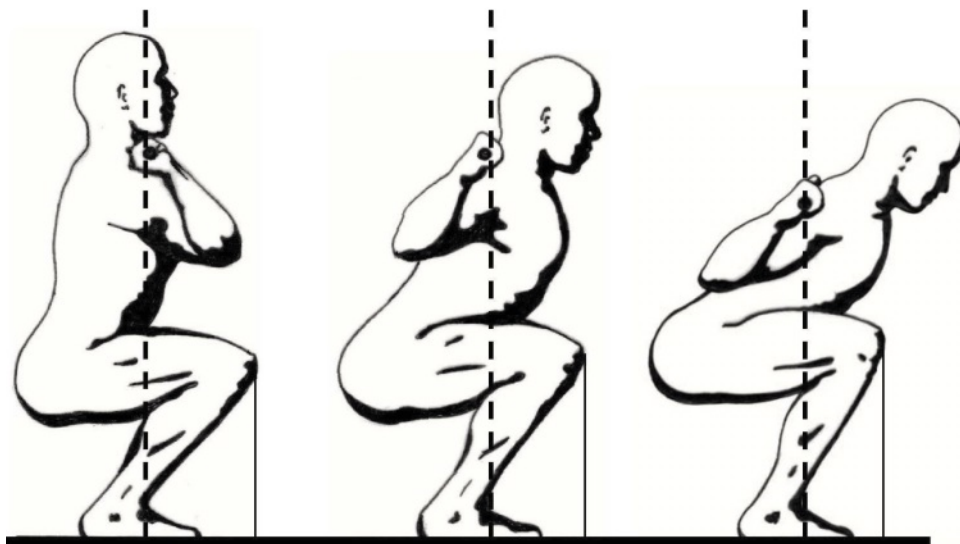


Abbildung 1: Die Positionierung der Langhantel hat direkten Einfluss auf die Oberkörperhaltung, veranschaulicht an der Frontkniebeuge (Gewichtheberstil), der Nackenkniebeuge mit hoher Ablage und mit tiefer Ablage. In der Frontkniebeuge wird die Langhantel oberhalb der Schlüsselbeingelenke mit proniertem Griff in Umsetzposition abgelegt. In der Nackenkniebeuge mit hoher Ablage liegt die Langhantel auf dem M. trapezius pars descendens unterhalb des siebten Halswirbels. In der tiefen Ablage wird die Langhantel auf den M. deltoideus pars spinales positioniert. Der Schwerpunkt befindet sich jeweils über dem Mittelfuss, sodass der Winkel des Oberkörpers angepasst werden muss (übernommen aus Rippetoe & Kilgore, 2007, S. 31, mit freundlicher Genehmigung der Aasgaard Company).



Abbildung 2: Parallele Nackenkniebeuge



Abbildung 3: Halbe Nackenkniebeuge



Abbildung 4: Viertel Nackenkniebeuge

Die tiefe Kniebeuge erfolgt bis ca. 40° – 45° (Caterisano et al., 2002; Wretenberg et al., 1993, 1996) (Abb. 5+6).



Abbildung 5: Tiefe Frontkniebeuge

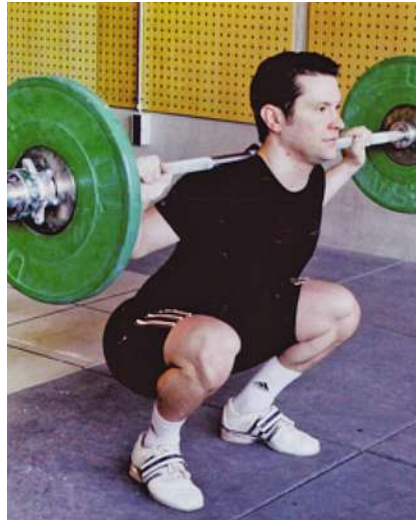


Abbildung 6: Tiefe Nackenkniebeuge (hohe Ab-lage)

Ziel eines leistungsorientierten Krafttrainings besteht darin, über entsprechend hohe Reizintensitäten eine Zunahme des Muskelquerschnitts (Hypertrophietraining: Intensität 60–90% des Einer-Wiederholungsmaximums [EWM], Wdh pro Serie 6–12, Arbeitsserien pro Übung ≥ 3 , Übungen pro Muskelgruppe ≥ 3 , Serienpausen 2–5 min) und/oder der inter- und intramuskulären Koordination (IK-Training: Intensität 90–100% EWM, Wdh pro Serie 1–2 bzw. 3–5, Zahl der Arbeitsserien 3–5, Serienpause ≥ 5 min) zu erwirken (Wirth & Zawieja, 2008b). Auf Basis von elektromyografischen (EMG) Studien vertreten Schoenfeld (2010) und Escamilla (2001) die Ansicht, dass Beugtiefen unter 90° , d.h. parallele und tiefe Kniebeugen, in keiner grösseren neuronalen Reizapplikation des Quadriceps resultieren, da die Aktivitätssignale weitestgehend konstant bleiben. Zudem minimiere ein Verzicht auf die tiefe Kniebeuge auch das Ausmass der patello- und tibiofemorale Kompressionskräfte. Mit einem winkelspezifischen Krafttraining wird die Grundidee verfolgt, die Ausführung der Kniebeuge nur auf den Gelenkwinkelbereich der Wettkampfübung zu beschränken, in dem maximale Anforderungen an die Kraftentfaltung gestellt werden (Zatsiorsky, 2000). Entsprechend wird zur Entwicklung der Schnellkraftleistung in leichtathletischen Disziplinen (Wilson, 1998) und Sportsportarten (Hoff & Helgerud, 2004) mitunter ein spezifisches Krafttraining in der viertel oder halben Kniebeuge empfohlen. Aufgrund der günstigeren Hebelverhältnisse in Knie- und Hüftgelenken sind in der viertel und halben Kniebeuge jedoch deutlich höhere Lasten als in der tiefen Kniebeuge erforderlich, um Trainingsreize der Hüft- und Beinextensoren zu applizieren. Mit steigender zu bewältigender Last tritt auch eine Zunahme der einwirkenden Kompressionskräfte auf die Wirbelkörper (Cappozzo et al., 1985) und des intradiskalen Druckes ein (Kuo et al., 2010). Höhere Trainingslasten erfordern eine grössere Stabilisierungsarbeit und eine höhere Rumpfmuskelaktivität (Bressel et al., 2009, Nuzzo et al., 2008, Potvin et al., 1991), um schädigenden discalen Scherkräften entgegenzuwirken (Potvin et al., 1991). Höhere Lasten resultieren zudem in einer Zu-

nahme der tibio- (Sahli et al., 2008) und patellofemorale Kompressionskräfte (Wallace et al., 2002). Diese Zusammenhänge werden in renommierten Publikationen nicht berücksichtigt, wenn es darum geht, Aussagen über die Kniegelenk- (Escamilla, 2001; Schoenfeld, 2010) und Wirbelsäulenbelastung (Schoenfeld, 2010) in unterschiedlichen Beugtiefen zu treffen. Ziel dieses Artikels ist es daher, unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Lasthöhen der jeweiligen Kniebeugevariante eine literaturbasierte Belastungsanalyse der Wirbelsäule und des Kniegelenks vorzunehmen, um mögliche Überlastungsschäden und Anpassungseffekte zu diskutieren.

Methoden

Die Literaturrecherche erfolgte von März 2011 bis Januar 2013 über <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> mit folgenden Suchbegriffen: weightlifting knee, squat knee, squat knee stress, squat knee force, squat knee biomechanics, squat patellofemoral biomechanics, squat tibiofemoral joint biomechanics, weightlifting spine, squat spine, exercise tendon adaptation, exercise ligament adaptation, weightlifting bone mineral density, in vivo measurements of intradiscal pressure, weightlifting injuries, dynamic loading cartilage explants, dynamic loading cartilage cells, in vitro mechanical loading tendon, in vitro mechanical loading ligament, in vitro patellar tendon properties, in vitro cruciate ligament properties, hip endoprosthesis pressure, gender differences cartilage volume knee.

Ausschlusskriterium der Recherche war die viertel Kniebeuge ohne Zusatzlast, da keine Einschätzung der Kniegelenk- und Wirbelsäulenbelastung und der Zugbelastungen von Sehnen und Bändern des Kniegelenks mit maximalen Lasten möglich ist. In die Auswertung der Recherche gelangten nur solche Daten, die kalkulierte Kniegelenkskräfte und Zugkräfte von Sehnen und Bändern des Kniegelenks in der halben bis tiefen Kniebeuge mit Zusatzlast beinhalteten und auf geringere Kniebeugtiefen extrapoliert wurden.

Resultate und Diskussion

Mechanische Belastungen des tibio- und patellofemorales Gelenks in Abhängigkeit von Kniebeugtiefe und Lasthöhe

In der Überblicksliteratur existieren drei Untersuchungen, auf denen die Empfehlungen zur optimalen Kniebeugtiefe basieren (Escamilla et al., 1998; 2001; Nisell & Ekholm, 1986).

Nisell & Ekholm (1986) berechneten an einem 110 kg schweren Kraftdreikämpfer die tibio- und patellofemorales Kompressionskräfte in unterschiedlichen Beugewinkeln bei Ausführung der tiefen Nackenkniebeuge (konzentrische Phase). Bei einer Last von 250 kg (2,27-faches Körpergewicht [KG]) betragen diese Werte in der Bewegungsumkehr von 50° ca. 6750 bis 7000 N (6,3–6,5 x KG), bei 90° zwischen 6000 und 6250 N (5,6–5,8 x KG) und bei 120° zwischen 5000 und 5500 N (4,6–5,1 x KG). Da die kalkulierte tendofemorale Kompressionskraft zwischen Quadricepssehne und Femurfurche im Umkehrpunkt den höchsten Wert aufweist (6000 N = 5,6 x KG), sollten nach Escamilla (2001) Beugetiefen unter 90°, d.h. parallele und tiefe Kniebeugen, vermieden werden, um das Verletzungsrisiko des tendofemorales Komplexes zu minimieren.

Escamilla et al. (1998) berechneten an 10 krafttrainingserfahrenen Probanden die retropatellaren Kompressionskräfte in der halben Nackenkniebeuge (Umkehrpunkt ca. 80°–90°) mit einer Last von 70–75% EWM (146,5 ± 39,0 kg, 1,57 x KG). In der exzentrischen Phase werden die höchsten Kompressionskräfte in einem Kniewinkel von 95° (4548 ± 1395 N, 4,99 x KG) und in der konzentrischen Phase von 85° (4042 ± 955 N, 4,43 x KG) angegeben. Diese Ergebnisse werden in einer weiteren Studie von Escamilla et al. (2001) weitestgehend bestätigt. Der flachste Anstieg der berechneten Kompressionskräfte zeigt sich in diesen beiden Studien in der exzentrischen Phase bis 130°. Escamilla (2001) empfiehlt deshalb bei degenerativen Veränderungen des Patella-Sehnen-Komplexes die Ausführung der viertel Kniebeuge bis 130°. Diese an der tiefen sowie halben Kniebeuge kalkulierten Kräfte können jedoch nicht ohne Weiteres auf geringere Kniebeugetiefen der viertel Kniebeuge übertragen werden, da hierbei a) der Einfluss der Bewegungsumkehr bei geringerer retropatellarer Kontaktzone (Hehne, 1990; Hille & Schulitz, 1984; Huberti & Hayes, 1984) und geringerer oder fehlender tendofemorales Unterstütsungsfläche (Ahmed et al., 1983; Bandi, 1977; Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984; Nisell & Ekholm, 1985) und b) die unterschiedlichen Lasthöhen der jeweiligen Kniebeugevariante unberücksichtigt bleiben.

a) Basierend auf biomechanischen Berechnungen (Bandi, 1977; Nisell & Ekholm, 1985) sowie Messungen an Kniegelenken von Leichenpräparaten (Ahmed et al., 1983; Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984) sind bei 90° Kniebeugung die höchsten retropatellaren Kompressionskräfte (*in Newton = N*) (Bandi, 1977; Huberti & Hayes, 1984; Nisell & Ekholm, 1985) und grössten Druckwerte (*N / mm²; in Megapascal = MPa*) (Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984) zu verzeichnen. Mit weiterer Beugung im Kniegelenk trägt der zunehmende Kontakt zwischen Quadricepssehne und Femurfurche als tendofemorales Unterstütsungsfläche («Umwicklungseffekt», Bandi, 1977, S. 24) hingegen zu einer besseren Lastverteilung und Kraftableitung bei (Druckmessung bis 60°: Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984; Kräfteberechnung bis 60°: Nisell & Ekholm, 1985; bis 50°: Bandi, 1977; Kräfteberechnung auf Basis der Druckmessung bis 60°: Huberti & Hayes, 1984; bis

50°: Ahmed et al., 1983), was geringere Verletzungsrisiken erwarten lässt. Da in der tiefen Kniebeuge geringere Lasten zum Einsatz kommen und der passive Bewegungsapparat auf regelmässig betriebenes Krafttraining mit funktionellen Anpassungen reagiert (siehe nachfolgende Kapitel), sind Befürchtungen von degenerativen Veränderungen des tendofemorales Komplexes unbegründet und zudem *nicht belegt*. Des Weiteren kommt es mit zunehmender Beugung im Kniegelenk zu einer kranialen Verlagerung der Kontaktzonen der Facetten bei kontinuierlicher Vergrösserung der retro-patellaren Auflagefläche (Bestimmung bis 60°: Eckstein et al., 2005; Hille & Schulitz, 1984; Huberti & Hayes, 1984; bis 40°: Hehne, 1990), was in Verbindung mit dem Umwicklungseffekt zu einer Abnahme der patellofemorales Kompressionskräfte (Ahmed et al., 1983; Bandi, 1977; Huberti & Hayes, 1984; Nisell & Ekholm, 1985) und einer Reduktion der Druckwerte führt (Hehne, 1990; Huberti & Hayes, 1984). Befunde aus dem Magnet-Resonanz-Tomografen (MRT) von Eckstein et al. (2005) bestätigen diese retropatellare Zunahme der Deformationszonen (n = 28) *In-vivo* für die Durchführung der parallelen Kniebeuge (bis 60°, ohne Zusatzlast). Es existieren allerdings auch gegenteilige Befunde, denen zufolge bei weiterer Beugung des Kniegelenks über 120° (Csintalan et al., 2002; Matthews et al., 1977) bzw. über 90° (Ahmed et al., 1983) eine verminderte Auflagefläche der artikulierenden Facetten feststellbar war, was möglicherweise auf unterschiedliche Bestimmungsmethoden und auf Unterschiede im Ausmass und in der Dauer der Krafeinwirkung zurückzuführen ist (Grelsamer & Weinstein, 2001). Dennoch bewirkte der Umwicklungseffekt nach 80° bis 90° Beugung eine Reduktion der retropatellaren Kompressionskräfte (Ahmed et al., 1983). Bspw. ist das Ausmass der retropatellaren Kontaktzone in erheblichem Masse von der Kompressionskraft abhängig (Hehne, 1990). So bewirkte auch in diesen Studien eine Zunahme der Kompression eine breitflächigere Deformation (Bestimmung bis 90°: Csintalan et al., 2002; Matthews et al., 1977; bis 50°: Ahmed et al., 1983). Eine Kontaktflächenbestimmung unter Kompression zeigte bei 120° und 90° für weibliche Leichenkniegelenke eine 33% geringere retropatellare Auflagefläche im Vergleich zu männlichen Präparaten, obwohl die femorale bi-epikondylare Breite der weiblichen Leichenteile nur 10% schmaler war als die der männlichen (Csintalan et al., 2002). Csintalan et al. (2002) machen hierfür geschlechtsspezifische Unterschiede in der knöchernen Geometrie des Patellofemorales Gelenks verantwortlich. Diese Annahme findet nach bestem Wissen der Autoren dieses Beitrages in der klinischen Literatur keine Bestätigung. MRT-Aufnahmen von Kniegelenken (*In-vivo*) in statischen Kniebeugepositionen (180–120° Kniewinkel) erbringen keine signifikanten Geschlechtsunterschiede der retropatellaren Kontaktflächen, wenn diese anhand der Patelladimensionen normalisiert werden (Breite x Höhe) (Besier et al., 2005). Patellabreite und Patellahöhe weisen nur mittlere und geringe Korrelationen zur Körperlänge (r = 0,50, p ≤ 0,05 und r = 0,64, p ≤ 0,01) und zum Körpergewicht (r = 0,22 und r = 0,19, beide n.s.) auf. *Der Durchmesser des Tibiakopfes* hingegen zeigt signifikante Zusammenhänge zur Breite (r = 0,74, p ≤ 0,001) und Höhe der Patella (r = 0,82, p ≤ 0,001) bei beiden Geschlechtern (Eckstein et al., 1998) und zur Knorpeloberfläche des gesamten Kniegelenks bei Männern (r = 0,71, p ≤ 0,001) und Frauen (r = 0,65, p ≤ 0,001) (Eckstein et al., 2001). Offensichtlich sind die signifikant grösseren Knorpelaufgabeflächen von Patella, Femur und medialem und lateralem Tibiaplateau auf die unterschiedliche Ge-

lenkgrösse in Form eines grösseren Tibiadurchmessers bei Männern im Vergleich zu Frauen zurückzuführen, denn diese signifikanten Unterschiede bleiben auch bei vergleichbarer Körpergrösse oder vergleichbarem Körpergewicht zwischen beiden Geschlechtern bestehen (Eckstein et al., 2001). Werden jedoch die Knorpelaufgabe flächen derselben Gelenkflächen mit dem Produkt aus Körpergewicht und -grösse normalisiert, so zeigen sich keine signifikanten Geschlechtsunterschiede mehr (Faber et al., 2001). Die mittlere Kontaktfläche des Tibiofemoralgelenks auf dem Tibiaplateau (inklusive intakter Menisci) beläuft sich auf 7,65 bis 20,13 cm² und hängt vom Gelenkwinkel und der applizierten Kompression ab (Agneskirchner et al., 2007, Fukubayashi & Kurosawa, 1980, Kettelkamp & Jacobs, 1972, Maquet et al., 1975, Yao et al., 2008). Bspw. belegen Ahmed & Burke (1983) in Messungen der artikulierenden Kontaktfläche der Menisci mit zunehmender Kniebeugung eine Abnahme, mit ansteigender Kompressionskraft trat jedoch wieder eine Zunahme der Artikulationsfläche ein. Diese Ex-vivo-Messung erfolgte nur bis 90°-Beugung (Ahmed & Burke, 1983). Des Weiteren zeigen Knorpeldeformationszonen des Tibiaplateaus im MRT (In-vivo) mit zunehmender Knieflexion bis 60° (Ausfallschritt ohne Zusatzlast) eine kontinuierliche Flächenzunahme (Bingham et al., 2008). Die höchsten Kraftmaxima treten im Umkehrpunkt der Kniebeuge beim Wechsel in die konzentrische Arbeitsweise auf (Lander et al., 1986, Pernitsch & Brunner, 2011). Die Durchführung der halben Kniebeuge (80 – 100°) ist nicht zu empfehlen, da die Bewegungsumkehr in einem Kniegelenkwinkelbereich eingeleitet wird, in dem die höchsten patellofemorale Kompressionskräfte (Bandi, 1977; Huberti & Hayes, 1984; Nisell & Ekholm, 1985) und grössten Druckwerte (Henne, 1990; Huberti & Hayes, 1984) bei geringerer tendofemorale Unterstütsungsfläche auftreten (Ahmed et al., 1983; Bandi, 1977; Huberti & Hayes, 1984; Henne, 1990; Nisell & Ekholm, 1985); Pernitsch und Brunner (2011) kalkulierten die patellofemorale (Fcp) und tibiofemorale Kompressionskräfte (Fct) nach denselben Berechnungen von Nisell & Ekholm (1986) in der Frontkniebeuge. Für einen 69 kg schweren Probanden mit 80 kg Zusatzlast (1,16 x KG) kalkulierten diese in der Bewegungsumkehr der halben Kniebeuge von 85° höhere Kompressionskräfte (Fcp = 4781 N und Fct = 4893 N; 7,1 x KG und 7,2 x KG) als in der Bewegungsumkehr der parallelen Kniebeuge von 58° (Fcp = 3995 N und Fct = 4437 N; 5,9 x KG und 6,6 x KG). Die Kniegelenkskräfte blieben während des Beugens und Streckens von 88° auf 58° und wieder auf 90° nahezu konstant. Zum Vergleich: Der rein konzentrische Streckesprung – ohne Zusatzlast – aus einem Kniewinkel von 108° resultierte in ähnlich hohen retropatellaren und tibiofemorale Kompressionskräften (Fcp = 4352 N und Fct = 4708 N; 6,4 x KG und 7,0 x KG) wie in der halben Kniebeuge. Der Proband verfolgte bei allen Übungen eine maximal explosive Kraftentfaltungstrategie in der konzentrischen Phase (Pernitsch & Brunner, 2011).

b) Mit abnehmender Kniebeugtiefe können höhere Lasten bewältigt werden. Der Einfluss dieser unterschiedlichen Lasthöhen ist bislang jedoch bei der Kalkulation der Gelenkskräfte in unterschiedlichen Beugtiefen nicht berücksichtigt worden. Für die tiefe Kniebeuge gelten im mehrjährigen Trainingsaufbau des allgemeinen Krafttrainings von Leistungssportlern als minimale Zielwerte das 1,5- bis 2,0-Fache des KG (Wirth & Zawieja, 2008b). Im Profifussball ist nach Hoff & Helgerud (2004) für Fussballspieler in der halben Kniebeuge mindestens das 2,75-Fache anzustreben. Mit steigender zu bewältigender Last ist eine Zunahme der tibio- (Sahli et al.,

2008) und patellofemorale Kompressionskräfte zu erwarten (Wallace et al., 2002). In der viertel Nackenkniebeuge erzielten Sportstudenten Relativkraftwerte vom 3,89 (±0,33)-Fachen des KG (Hartmann et al., 2012). Dies hat zur Folge, dass die von Escamilla et al. (1998, 2001) und Nisell & Ekholm (1986) berechneten Werte, die an der halben und tiefen Nackenkniebeuge ermittelt wurden, für Beugtiefen von 130° bis 120° zu niedrig kalkuliert sind. Sportstudenten erzielten in der viertel Nackenkniebeuge (120°) im Mittel die 4,02 (±1,59)-fache Last im Vergleich zur tiefen Nackenkniebeuge und die 4,38 (±1,02)-fache Last im Vergleich zur tiefen Frontkniebeuge, obwohl diese grösstenteils über geringe Krafttrainingserfahrung verfügten (Hartmann et al., 2012). Bei trainierten Personen wären weitaus höhere Gewichte möglich: Relativiert an der Last in der tiefen Nackenkniebeuge des Kraftdreikämpfers von Nisell und Ekholm (1986) (250 kg, 2,27 x KG) würde dieser Wert 1005 kg entsprechen, der in der Trainingspraxis nicht in Frage kommt, da eine derart hohe Last nicht über den Rumpf und die Brustwirbelsäule stabilisiert werden kann. Das bedeutet, dass keine Trainingswirkung für die untere Extremität ermöglicht wird.

Kniegelenkbelastung in Abhängigkeit von Kniebeugtiefe und Übungsausführung

Mittels Videoaufnahmen analysierten McKean et al. (2010a) an 16 männlichen und 12 weiblichen Probanden den Zeitpunkt in der Bewegungsausführung der parallelen Nackenkniebeuge (0,5-faches KG), in dem die maximalen Knie- und Hüftgelenkwinkel auftraten. Dieser war unabhängig von Geschlecht und Ausführungsphase (exzentrisch oder konzentrisch) innerhalb von 2% der Bewegungsamplitude des Umkehrpunktes festzustellen, wobei die männlichen und weiblichen Probanden ihre Knie zwischen 6,4 und 6,5 cm und zwischen 9,3 und 9,7 cm über die Fussspitzen verschieben mussten. Das unterschiedliche Ausmass dieser anterioren Verschiebung der Kniegelenke zwischen den Geschlechtern könnte auf der grösseren Körperlänge der männlichen Probanden beruhen (167 cm vs. 179 cm). Die Körperlänge und die Tibialänge machen 69% der Varianzaufklärung aus, derzufolge ein männlicher Proband bei Ausführung der parallelen Nackenkniebeuge die Fersen flach auf dem Boden belassen kann (Fry et al., 1988). Die anthropometrischen Masse haben damit Einfluss auf die Oberkörperneigung und auf das Ausmass der anterioren Verschiebung der Kniegelenke (McKean et al., 2010a). In der Krafttrainingspraxis wird jedoch häufig die Meinung vertreten, dass sich bei Ausführung der Kniebeuge die Unterschenkel nur so weit nach anterior bewegen dürfen, bis die Kniegelenke eine vertikale Linie mit den Fussspitzen bilden, um dadurch die Scherkräfte im Kniegelenk zu minimieren. Diese Empfehlung basiert auf Videoanalysen der parallelen Nackenkniebeuge (mittlere Zusatzlast 201,85 kg, 2,23 x KG) mit 12 Gewichthebern (Ariel, 1974). In dieser Studie werden die Daten von lediglich drei dieser Athleten dargestellt, die nach Aussage des Autors repräsentativ für die Gesamtstichprobe sein sollen. Diesen Berechnungen zufolge wies der Proband, der seine Knie während der Ausführung am weitesten nach anterior bewegte, die höchsten tibiofemorale Scherkräfte im Umkehrpunkt auf. Wird jedoch der Empfehlung einer Beschränkung der anterioren Knieverschiebung Folge geleistet, resultiert dies in einer veränderten Knie- und Hüftkoordination (McKean et al., 2010a) mit einer stärkeren Oberkörperneigung (Fry et al., 2003) und einer gesteigerten Rumpfflexion in der Brust- und

Lendenwirbelsäule (List, Gülay, Stoop & Lorenzetti, 2013). Diese Ausweichbewegung resultiert in einer Zugbelastung der intervertebralen Ligamente (McGill, 1997; Potvin et al., 1991) und hat eine gesteigerte Scherkräfteinwirkung auf die Bandscheiben zur Folge (Potvin et al., 1991), weshalb diese Übungsausführung strikt zu vermeiden ist. Diese Übungsanweisung basiert auf einer Fehlinterpretation bestehender Daten und sollte in der zukünftigen trainingspraktischen Literatur keine Berücksichtigung mehr finden: Aus den kalkulierten Daten von Ariel (1974) wird nicht ersichtlich, ob es sich um anteriore oder posteriore Scherkräfte handelt. Der Proband mit den höchsten Scherkräften und der grössten anterioren Knieverschiebung beugte lediglich bis zu einem Kniewinkel von 90°. Interessanterweise zeigte sich bei den übrigen Probanden, die tiefere Kniepositionen bis 61° und 69° eingingen, geringere Scherkräfte. Dies wird durch die Literatur für die Kalkulation der *posterioren Scherkräfte* bestätigt: Wird der Umkehrpunkt zwischen 80° und 90° eingeleitet, hat dies höhere (relative) tibiofemorale Scherkräfte bzw. grössere einwirkende Zugkräfte auf das hintere Kreuzband zur Folge (Escamilla et al., 1998, 2001, Wilk et al., 1996) als in der tiefen Kniebeuge von 50° (Nisell & Ekholm, 1986). Zudem geben die Berechnungen von Ariel (1974) keinen Aufschluss über die Technik-ausführung der Probanden. Dieses Ergebnis könnte auch aus einer sehr aufrechten Oberkörperhaltung resultieren. Dies veranschaulichen die folgenden Berechnungen für die Kompressionsbelastung im patellofemorale Gelenk: Wretenberg et al. (1996) kalkulierten anhand der parallelen Nackenkniebeuge für 8 Gewichtheber im Mittel eine höhere retropatellare Kompressionskraft als bei 6 Kraftdreikämpfern (4700 ± 290 N vs. 3300 ± 1700 N, entsprechend $5,84 \times$ KG vs. $3,87 \times$ KG), obwohl die Gewichtheber geringere Lasten zur Hochstrecke brachten als die Kraftdreikämpfer ($101,9 \pm 27,7$ kg vs. $154,2 \pm 21,1$ kg, entsprechend $1,24 \times$ KG vs. $1,85 \times$ KG). Unter Berücksichtigung der biomechanischen Berechnungen von Nisell & Ekholm (1985) ist dies auf die höheren Drehmomentwerte im Kniegelenk zurückzuführen, die aus einer aufrechteren Oberkörperhaltung (hohe vs. tiefe Ablage der Hantelstange) resultierten (Wretenberg et al., 1996), siehe hierzu auch *Abbildung 1*. Zudem liegen für Beugewinkel unter 50° in der tiefen Kniebeuge keine Berechnungen vor, die eine realistische Einschätzung der tibio- und patellofemorale Kniegelenkskräfte erlauben, da in diesen Untersuchungen der Einfluss des Umwicklungseffektes (Reilly & Martens, 1972) und der des Weichteilkontaktes zwischen Ober- und Unterschenkelrückseite nicht berücksichtigt wurde (Dahlkvist et al., 1982; Nagura et al., 2006; Reilly & Martens, 1972; Toutoungi et al., 2000). Die Kalkulationen von Reilly & Martens (1972) und Dahlkvist et al. (1982) führten in der tiefen Kniebeuge (bis 40°) ohne Zusatzlast im Umkehrpunkt zu höheren relativen patellofemorale Kompressionskräften (7,6 und $7,62 \times$ KG) als in den Untersuchungen von Nisell & Ekholm (1986; $6,3 \times$ KG), Pernitsch & Brunner (2011; $5,9 \times$ KG) und Wretenberg et al. (1996; Gewichtheber: $5,84 \times$ KG, Kraftdreikämpfer: $3,87 \times$ KG). In den Studien von Nisell & Ekholm (1986) und Wretenberg et al. (1996) absolvierten die Probanden Kniebeugen bis 50° und 64°–69° mit Lasten von 71% und 65% EWM, was die Untersuchungsergebnisse von Reilly & Martens (1972) und Dahlkvist et al. (1982) fragwürdig erscheinen lässt. Auch für die posterior kalkulierten Scherkräfte sind zwischen den Studien von Dahlkvist et al. (1982) und Nisell & Ekholm (1986) sehr hohe Abweichungen festzustellen ($3,88 \times$ KG vs. $1,67 \times$ KG). Die Probanden von Dahlkvist et al. (1982) hatten Schwierig-

keiten, während der Übungsausführung das Gleichgewicht zu halten. Eine unkontrollierte Bewegungsausführung im Umkehrpunkt führt allerdings zu deutlich erhöhten Kniegelenkskräften (Ariel, 1974). Der Einfluss des Weichteilkontaktes besitzt ab ca. 40° Kniegelenkwinkel eine hohe Relevanz in der Reduktion der Kniegelenkskräfte (Glitsch et al., 2009; Zelle et al., 2009). Je nach Querschnitt der ischiocruralen Muskulatur und der Wadenmuskulatur kann dieser Weichteilkontakt bereits ab ca. 60° (Collins, 1994) einsetzen, und folglich eine Reduktion der tibio- (Glitsch et al., 2009; Zelle et al., 2009) und patellofemorale Kompression (Glitsch et al., 2009) in der tiefen Kniebeuge bewirken. Berechnungen, in denen der Weichteilkontakt in tiefen Beugepositionen nicht berücksichtigt wurde (bis 25°; Nagura et al., 2006), sind daher kritisch zu hinterfragen. Es kann allerdings nicht beurteilt werden, welche Strukturen im Kniegelenk davon profitieren. Die Annahme, dass in der tiefen Kniebeuge die Oddfacett einer erhöhten Gefahr von degenerativen Veränderungen wie Osteochondrosis dissecans unterliegen soll (Escamilla, 2001), ist aufgrund der oben dargestellten Fakten unbegründet und nicht bewiesen. Die bevorzugte Ausführung der halben und viertel Kniebeuge unter dem Gesichtspunkt durchzuführen, degenerative Veränderungen im Kniegelenk zu verhindern, ist kontraproduktiv. Wird das Knorpelgewebe der Oddfacett ungenügend durchwinkt, führt dies zu Ernährungsstörungen und folglich zu Atrophie und Degeneration (Morscher, 1978). Dies untermauern Tierstudien, in denen über Extremitätenentlastung das Knorpelgewebe einer Hypopression ausgesetzt wurde (O'Connor, 1997; Palmoski et al., 1980).

Anpassungseffekte und Überlastungsschäden des passiven Bewegungsapparates im patello- und tibiofemorale Gelenk

Das Training der Gewichtheber konfrontiert den Athleten mit der tiefen Front- und Nackenkniebeuge und mit Zug- und Zubringerübungen in tiefen Kniegelenkspositionen, die sowohl eine hohe Beschleunigung als auch das Abfangen von hohen Langhantellasten erfordern. Bei 10 Trainingseinheiten pro Woche auf internationaler Ebene (Wirth & Zawieja, 2008b) könnte die Annahme gerechtfertigt sein, dass diese Athleten eine hohe Prävalenz von akuten und chronischen Knieverletzungen aufweisen, die mit langen Trainingsausfällen verbunden sind. Allerdings ist das Gegenteil der Fall: Einer Fragebogenerhebung an 13- bis 16-jährigen Gewichthebern ($n = 1634$) zufolge, die auf 168 551 Trainingsstunden basierte, belief sich die Verletzungshäufigkeit im amerikanischen Gewichtheben auf 0,0017 pro 100 Trainingsstunden (Hamill, 1994). Die Verletzungsrate lag damit deutlich unter der von Basketball (0,03), Leichtathletik (0,57), American Football (0,10) und Kunstturnen (0,044) (Hamill, 1994). Eine 4-jährige retrospektive Studie an 1109 Gewichthebern (Alter 12–20 Jahre), die an nationalen oder internationalen Wettkämpfen teilnahmen, erbrachte keine Verletzungen (z.B. der Epiphysenfugen), die eine chirurgische Behandlung oder einen Krankenhausaufenthalt erforderten (Lavalley & Balam, 2010). Bei 27 Gewichthebern aus unterschiedlichen amerikanischen Olympiastützpunkten stellten Calhoun & Fry (1999) während eines 6-jährigen Zeitraums 3,3 Verletzungen auf 1000 Trainingsstunden fest. Die dokumentierten Trainingsausfälle, die durch Kniebeschwerden verursacht wurden, beliefen sich in 95,3% der Fälle auf einen Tag oder weniger, in den übrigen Fällen auf weniger als eine Woche (Calhoun & Fry, 1999). Diese Trainingsausfälle waren überwiegend auf chronische Überlastungen wie Tendinitis zurückzuführen, in

den geringsten Fällen auf akute Verletzungen wie Muskelzerstörungen (Calhoun & Fry, 1999). Basierend auf einer Fragebogenerhebung an 80 Gewichthebern waren Knieprobleme in der tiefen Kniebeuge unüblich. Unter diesen Sportlern lagen keine Menispektomien vor. Akute Knieverletzungen wie Verstauchungen traten üblicherweise beim Abfangen von hohen Langhantellasten in der Hockposition im Reissen und Umsetzen auf, nicht jedoch bei Ausführung der tiefen Kniebeuge (Kulund et al., 1978).

Für die Kniegelenkbelastung in der Kniebeuge im Bereich zwischen 60° und 110° ist nach den Befunden von Pernitsch & Brunner (2011) primär die erzielte Beschleunigung verantwortlich. Je höher die Senkgeschwindigkeit in der exzentrischen Phase wird, desto höher wird die zu entwickelnde Bremskraft vor der Bewegungsumkehr, um ein Wippen und damit einen sprunghaften Anstieg der tibiofemorale Scher- und Kompressionskräfte im Umkehrpunkt der Kniebeuge zu vermeiden (Ariel, 1974). Aus diesem Grund ist auf eine langsame und kontrollierte Ausführung zu achten, was bei 3- bzw. 4-sekündiger exzentrischer Ausführungszeit der tiefen Kniebeuge einer mittleren Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk von $46,7\%$ bzw. 35% entspricht. Zum Vergleich: Gewichtheber internationalen Niveaus erzielten eine 10-fach bzw. 13-fach höhere mittlere Winkelgeschwindigkeit im Kniegelenk von $465,67\%$ im Reissen (maximale Last) in der Phase des Abtauchens unter die Hantel (Senkphase: 238 ms) (Gourgoulis et al., 2009), was im Umkehrpunkt ($17,17^\circ$) (Gourgoulis et al., 2009) entsprechende Erhöhungen der Kniegelenkskräfte nach sich ziehen würde. Dies verdeutlichen die folgenden Berechnungen am Beispiel des Stossens. Collins (1994) berechnete bei einem 71 kg schweren Wettkampfgewichtheber die tibiofemorale Kompressionskräfte (120 kg Last) im Umkehrpunkt. Bei einem Kniegelenkwinkel von 35° – 40° hatte dies maximale Kompressionskräfte vom 24-Fachen des KG zur Folge. Betrachtet man die Kniegelenke von professionellen Gewichthebern ($n = 7$; mittleres Alter: 23,4 Jahre) im MRT, wird man jedoch feststellen, dass diese bei gleicher Auflagefläche der Patella eine signifikant ($p < 0.01$) grössere retropatellare Knorpeldicke von im Mittel 14% gegenüber Kontrollpersonen aufweisen ($n = 14$; mittleres Alter: 24,9 Jahre), die kein Krafttraining betreiben (Gratzke et al., 2007). Eine Zunahme der retropatellaren Knorpeldicke zeigt unter Kompression eine erhöhte Knorpelsteifigkeit (Jurvelin et al., 1986), was einer höheren mechanischen Belastungstoleranz entspricht. Allerdings konnten Eckstein et al. (2005) am selben Probandenkollektiv keine signifikanten Unterschiede im Verformungsausmass des patellaren, tibialen und femoralen Gelenknorpels zwischen den untrainierten Kontrollpersonen und den Gewichthebern nach unterschiedlichen Aktivitäten (parallele Kniebeuge ohne Zusatzlast, Niedersprünge, Radfahren) im MRT diagnostizieren. Hierbei ist jedoch die geringe Stichprobengrösse zu beachten. Allerdings besteht ein sehr hoher Zusammenhang zwischen der Wiederherstellungsrate des Patellaknorpels und dem Ausmass der Deformation ($r = 0,97$), der nach Durchführung von 100 halben Kniebeugen ohne Zusatzlast (90°) an sieben gesunden Probanden mittels MRT erhoben werden konnte (Eckstein et al., 1999). Eckstein et al. (1999) nehmen an, dass die Wiederherstellungsrate durch interindividuelle Unterschiede der mechanischen Knorpeleneigenschaften bestimmt wird. Obwohl weder Auflagefläche noch Knorpeldicke des Tibiaplateaus und der Femurkondylen statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Gewicht-

hebern und Kontrollpersonen aufzeigten (Gratzke et al., 2007), ist aus Längsschnittstudien an juvenilen und adulten Tieren (Caterson & Lowther, 1978; Kiviranta et al., 1987, 1988; Paukkonen et al., 1984; Säämänen et al., 1988, 1989), In-vitro Laborstudien an tierischen Knorpelimplantaten (Chen et al., 1999; Hall et al., 1991; Kurz et al., 2001; Parkkinen et al., 1993; Torzilli et al., 1999), an menschlichen Knorpelzellkulturen (Hollidge et al., 2008; Ikenoue et al., 2003; Millward-Sadler et al., 2000, 2003; Orazizadeh et al., 2006; Shimasaki et al., 2006; Smith et al., 2004) sowie Querschnitts- (Tiderius et al., 2004) und Längsschnittstudien (Roos & Dahlberg, 2005; Van Ginckel et al., 2010) am Menschen bekannt, dass Knorpelgewebe durch gesteigerte körperliche Aktivität bzw. zyklische Belastung für biochemische und strukturelle Anpassungen, z.B. in Form einer erhöhten Kollagen II- und Proteoglycansynthese, empfänglich ist. Der Gehalt von Proteoglycan weist eine signifikante Korrelation zur Kompressionssteifigkeit des Knorpels auf ($r = 0.854$, $p < 0.001$) (Kempson et al., 1970), der des Kollagen eine signifikante Korrelation zur Dehnungssteifigkeit ($r = 0.817$, $p < 0.01$; Kempson et al., 1973). Somit ist davon auszugehen, dass eine erhöhte Einlagerung dieser Substanzen eine gesteigerte mechanische Belastungstoleranz zur Folge hat und folglich degenerativen Veränderungen entgegenwirkt, was am Beispiel der Bestandteile des Proteoglycans wie Glycosaminoglycan ersichtlich ist (Otsuki et al., 2008; Owman et al., 2008; Roos & Dahlberg, 2005). So waren für die Gewichtheber keine tibio- oder patellofemorale Knorpelschäden (wie bspw. der Oddfacet) im MRT festzustellen (Gratzke et al., 2007). Diese Sportler hatten bereits vor bzw. während ihrer Pubertät in einem Alter zwischen 7 und 13 Jahren mit dem Gewichtheben begonnen und kontinuierlich weiterbetrieben. Querschnittsbefunde von Fitzgerald & McLatchie (1980) belegen, dass die Prävalenz von degenerativen Knorpelveränderungen des patello- und tibiofemorale Gelenks (Schweregrad 2–4) bei aktiven Gewichthebern nationalen und internationalen Niveaus mit durchschnittlich 17-jähriger Karriere ($n = 13$, mittleres Alter 35,3 Jahre) nicht höher ist als bei gleichaltrigen männlichen Personen aus der Allgemeinbevölkerung (Fitzgerald & McLatchie, 1980).

Laborstudien an Meniscusexplantaten (Schwein: Shin et al., 2003), gezüchteten Menisci (Rind: Puetzer et al., 2012) und Zellkulturen (Humanpräparat: Suzuki et al., 2006) sowie in vivo Rattenexperimente (Vailas et al., 1986) belegen, dass auch die Menisci durch dynamische Belastung und gesteigerte körperliche Aktivität empfänglich für anabole Collagen I- und Glycosaminoglycanstoffwechsel bzw. funktionelle strukturelle Anpassungen sind. Der Gehalt von Glycosaminoglycan erbringt mittlere Zusammenhänge zum Kompressionsverhalten von lateralem und medialem Meniscusgewebe ($r = 0.627 - 0.703$; Bursac et al., 2009). Gleichwohl ist darauf hinzuweisen, dass aufgrund unterschiedlicher methodischer Vorgehensweisen (Dauer, Kompressionsausmass, Verformungsausmass, Frequenz) die Befundlage für die biochemischen Auswirkungen von zyklischer Kompression auf tierische Meniscusexplantate widersprüchlich ist: So werden sowohl für den medialen (Aufderheide & Athanasiou, 2006; Upton et al., 2003) als auch lateralen Meniscus (Aufderheide & Athanasiou, 2006; Zielinska et al., 2009) verschiedener Tiere unterschiedliche Stoffwechselreaktionen dokumentiert. Hinweise für ein Anpassungsvermögen der Menisci beim Menschen liefern z.B. Datenerhebungen an ehemaligen Profi-Gewichthebern ($n = 29$, mittleres Alter: 59,3 Jahre), bei

denen im Vergleich zu ehemaligen Profi-Fussballspielern ($n = 31$, mittleres Alter: 56,5 Jahre) Retropatellararthrosen dominierten (Kujala et al., 1995). Die Fussballspieler wiesen hingegen überwiegend tibiofemorale Arthrosen auf. Die Prävalenz der Gonarthrose unterschied sich bei den Gewichthebern mit 31% jedoch nicht von derjenigen bei Fussballspielern (29%). Beide Kohorten hatten jedoch einen höheren Prozentsatz als ehemalige Langstreckenläufer (14%; $n = 28$, mittleres Alter: 59,7 Jahre). Allerdings sei auf die Problematik der Fehldiagnose zwischen funktionellen und degenerativen Knorpelveränderungen hingewiesen (Urquhart et al., 2011).

Aufgrund der geschilderten Sachverhalte ist davon auszugehen, dass langjährig betriebenes Krafttraining, das über die volle Bewegungsamplitude und mit korrekter Bewegungsabführung erfolgt, in funktionellen Anpassungen des artikulierenden Knorpelgewebes und auch der Menisci resultiert.

In-vitro-Druckgrenzwerte von Knorpel- und Meniscusgewebe und deren möglicher Übertrag auf In-vivo-Bedingungen

Die Ausführung der tiefen Kniebeuge mit hohen Lasten wird mit einem erhöhten Risiko assoziiert, die Kompressionstoleranzgrenzen des tibiofemorales Knorpelgewebes zu überschreiten (Thambyah et al., 2005). Pernitsch & Brunner (2011) kalkulierten bei einem Kniegelenkwinkel von 66° im Squat Jump – ohne jegliche Zusatzlast – (Ausgangswinkel 60°) tibiofemorale Kompressionskräfte vom 5,1-Fachen des KG (3449 N). An menschlichen Kniegelenken (Ex-vivo) führten tibiofemorale Kompressionskräfte vom 5-Fachen des KG im 60° -Kniewinkel bereits zu einer Druckbeanspruchung von 26,6 MPa (Thambyah et al., 2005). Dieses Ergebnis muss aufgrund der methodischen Vorgehensweise von Thambyah et al. (2005) jedoch mit grösster Skepsis betrachtet werden, da unter Ex-vivo-Bedingungen keine muskelgestützte natürliche Gelenkbewegung möglich ist, woraus einseitige lokale Druckspitzen resultieren können. Um diesen Druckwert einordnen zu können, ist ein kurzer Exkurs in die Knorpelzellforschung notwendig: Unter In-vitro- und In-vivo-Bedingungen wurde der Versuch unternommen, Druckgrenzwerte (in Mpa) für Knorpelgewebe unter dynamischer Kompression mittels Eindring- oder Schlagkörper zu ermitteln, bei denen erste makroskopische Schäden und zelluläre Traumata auftraten. Diese Grenzwerte sind nicht nur abhängig vom Kompressionswert (Isaac et al., 2008; Milentijevic et al., 2003, 2005; Repo & Finlay, 1977; Rundell et al., 2005; Torzilli et al., 1999), sondern auch vom Verformungsausmass (Loening et al., 2000; Milentijevic & Torzilli, 2005; Patwari et al., 2007), der Verformungsrate (Kurz et al., 2001; Morel & Quinn, 2004a,b; Nishimuta & Levenston, 2012; Quinn et al., 2001), der Anzahl der Belastungszyklen (Chen et al., 1999, 2001, 2003; Clements et al., 2001; Levin et al., 2001), der Spannungsrate («stress rate») (Chen et al., 1999; Ewers et al., 2001; Milentijevic & Torzilli, 2005) sowie dem Präparat [z.B. Explantat mit oder ohne subchondralen Knochen (Krueger et al., 2003) oder Gewebematurität (Levin et al., 2005)], weshalb sich deutlich voneinander abweichende Werte (< 1.0 bis 30 MPa) zwischen den genannten Arbeitsgruppen zeigen.

Ab 15 bis 20 MPa war ein Absterben von Chondrozyten in der Zellmatrix an isolierten Knorpel-explantaten (35 MPa/s, Rinderokzipitalgelenk; Torzilli et al., 1999) bzw. intakter Ge-

lenkfläche der Femurkondylen von Hasen (420 MPa/s; Milentijevic et al., 2005) feststellbar. Isaac et al. (2008) bestätigten dies für Kompressionswerte von über 20 MPa (1000 MPa/s) an Tibiofemoralgelenken von lebenden Hasen. Dieser Grenzwert lag nach Repo & Finlay (1977) bei Knochen-Knorpel-explantaten des menschlichen Tibiaplateaus bei hoher Verformungsrate (500–1000/s) zwischen 20 und 30 MPa. D’Lima et al. (2001) diagnostizierten dies für menschliche Knorpel-explantate der Femurkondylen und des Tibiaplateaus, ohne subchondralen Knochen, bereits ab 14 MPa (28 MPa/s). Generell besitzen die mittels isolierter Knorpel-explantate erhobenen Daten geringe Aussagekraft: Wird der subchondrale Knochen entfernt, hat dies im Vergleich zu Knochen-Knorpel-explantaten bei Kompressionswerten von 30 MPa, sowohl bei geringer (30 MPa/s) als auch bei hoher Spannungsrate (600 MPa/s), eine geringere Kompressionssteifigkeit und damit hochsignifikant grössere makroskopische Schäden und apoptotische Zellmengen der Knorpel-explantate zur Folge (Krueger et al., 2003).

Ein Chondrozytensterben in der Zellmatrix stellte sich unter wiederholter dynamischer Kompression bei Knochen-Knorpel-Proben des femoropatellaren Gleitlagers (Rind) aufgrund summierter mikroskopischer Traumata bereits bei Kompressionswerten von über 6 MPa ein (Clements et al., 2001). Über Drucksensoren in einer Endoprothese des Hüftgelenks (In-vivo) wurde beim Aufstehen von einem Stuhl ein Druckwert von 8,9 MPa gemessen (Hodge et al., 1989). Wiederholtes Aufstehen von einem Stuhl oder ein Sprung aus der parallelen Hockposition hätte damit bereits eine Überschreitung der Kompressionstoleranzgrenzen des Hüft- und Tibiofemoralknorpelgewebes zur Folge. In der tiefen Kniebeuge mit einer Last von 250 kg (2,27-faches KG) geben Nisell & Ekholm (1986) kalkulierte patello- und tibiofemorale Kompressionskräfte vom 6,3- bis 6,5-Fachen des KG an. Zum Vergleich: Die Landung im Countermovement Jump resultierte in berechneten patello- und tibiofemorale Kompressionskräften vom 3,6- und 7,6-Fachen des KG bei unilateralen vertikalen Bodenreaktionskräften vom 1,6-Fachen des KG (Cleather et al., 2013). Volleyballspieler erreichten in der Landephase des Angriffsschlages unilaterale vertikale Bodenreaktionskräfte vom 5,6- bis 6-Fachen KG (Maximalwerte vom 11,6-fachen KG) (Richards et al., 1996), womit noch weitaus höhere Kniegelenkskräfte und folglich auch höhere Spannungsraten und Kompressionswerte zu erwarten sind. Der Einfluss der Beschleunigung auf die patellofemorale Druckbeanspruchung wird ersichtlich, wenn man die Kalkulationen zwischen dem Squat Jump (94° Startposition) und der Frontkniebeuge mit 80 kg (86°) vergleicht, wobei vergleichbare Kompressionsbeanspruchungen auftreten (Tab. 1). Allerdings variieren die mechanischen Eigenschaften und die Zusammensetzung sogar zwischen Knorpelgewebe von artikulierenden Gelenkflächen (z.B. femoral-trochleare vs. patellare; Froimson et al., 1997). Zusammensetzung, Struktur, relative Dicke (Kääb et al., 1998) und mechanische Eigenschaften (Athanasios et al., 1991, Sui et al., 2009) von Knorpelgewebe unterliegen speziesspezifischen Unterschieden. Um vergleichbare Druckbeanspruchungen zwischen Knorpel-explantaten des Kniegelenks von Rind und Mensch zu erzielen, ist für die menschlichen Explantate ein höheres Verformungsausmass und eine grössere Verformungsrate notwendig (Sui et al., 2009). Bei Explantaten des Femurkopfes von Mensch und Rind zeigt eine vergleichbare Druckbeanspruchung (24.9 vs. 21.7 MPa) geringere makroskopi-

Tabelle 1: Kalkulierte retropatellare Druckwerte in der parallelen und halben Frontkniebeuge und im Squat Jump aus unterschiedlichen Ausgangswinkeln (Pernitsch & Brunner, 2011). Alle Übungen erfolgten maximal explosiv. Die Kalkulationen von Escamilla (2001) stammen aus den gemittelten Kniegelenkskräften in der halben Nackenkniebeuge mit einer kontrollierten Ausführung (Escamilla et al., 1998). Diese Kalkulationen basieren alle auf der retropatellaren Kontaktflächenbestimmung von Huberti & Hayes (1984).
SJ = Squat Jump, FKB = Frontkniebeuge, NKB = Nackenkniebeuge, MPa = Megapascal

Autoren	N=	Aktivität	Umkehrpunkt/ Ausgangswinkel	Bewältigte Last (kg)/ Relativkraft	Kalkulierter maximaler Patelladruck
Pernitsch und Brunner (2011)	1	SJ	- / 60°	0	8 MPa bei 66°
		SJ	- / 94°	0	11 MPa bei 94°
		SJ	- / 108°	0	11 MPa bei 108°
		FKB parallel	66° / -	30 / 0,43	10 MPa bei 68° (Umkehrpunkt)
		FKB parallel	58° / -	80 / 1,16	10 MPa bei 58° (Umkehrpunkt)
		FKB halb	85° / -	80 / 1,16	12 MPa bei 85° (Umkehrpunkt)
Escamilla et al. (1998)	10	NKB halb	80 – 90° / -	146 / 1,57	11,6 MPa bei 90° (Umkehrpunkt)

sche Schäden für die Human- als für die Rinderpräparate (Jeffrey & Aspden, 2006). Zudem reagieren Chondrozyten aus peripheren und zentralen Gelenkbereichen unterschiedlich auf mechanische In-vitro-Belastung (Bevill et al., 2009; Szczodry et al., 2009). Es ist anzuzweifeln, dass die bereits erwähnten Grenzwerte, die mittels Eindring- oder Schlagkörper experimentell bestimmt wurden (Chen et al., 1999, 2001, 2003; Clements et al., 2001; D’Lima et al., 2001; Ewers et al., 2001; Isaac et al., 2008; Krueger et al., 2003; Kurz et al., 2001; Levin et al., 2001, 2005; Loening et al., 2000; Milentijevic et al., 2003, 2005; Milentijevic & Torzilli, 2005; Morel & Quinn, 2004a, b; Nishimuta & Levenston, 2012; Patwari et al., 2007; Repo & Finlay, 1977; Rundell et al., 2005; Torzilli et al., 1999; Quinn et al., 2001), auf den Menschen bzw. In-vivo-Bedingungen übertragbar sind. In artikulierendem Knorpelgewebe von intakten Gelenken erfolgt die Kraftübertragung über hydrostatische Kompression und nicht über elastische Deformation (Herberhold et al., 1999). Dies verdeutlichen Befunde von Milentijevic et al. (2003): Werden Knorpelimplantate von Rinderkniegelenken in einem Zylinder (sog. beschränkte Kompression) mit ihren artikulierenden Gelenkflächen gegenüberliegend komprimiert, treten selbst bei Druckwerten von 50 MPa (350 MPa/s) keine Zellschäden auf im Vergleich zur nackten Kompression mit Schlagkörper, die bereits ab 10 MPa (350 MPa/s) zelluläre Traumata verursachen. Die Arbeitsgruppe von Chen et al. (2003) konnte diesen Unterschied für das beschränkte Komprimierungsverfahren mit Eindringkörper nicht bestätigen. Die Rinderimplantate stammten jedoch aus einem anderen Gelenk (Schultergelenk), deren individuelle Dicke nicht überprüft oder standardisiert wurde. Den Forschungsergebnissen von Szczodry et al. (2009) zufolge hat die Dicke des Implantats jedoch Einfluss auf die zelluläre Kompressionstoleranz. Zudem schränken Chen et al. (2003) die Aussagekraft ihrer eigenen Untersuchung insofern ein, dass diese aufgrund unphysiologischer Belastungszyklen und Belastungsdauer nicht auf In-vivo-Bedingungen übertragbar ist.

Diese Fakten verdeutlichen die Problematik, allgemeingültige Aussagen über Kompressionsgrenzwerte von Knorpelgewebe zu treffen.

Nach Kenntnis der Autoren existieren nur zwei Untersuchungen, die Aufschluss über zelluläre Traumata von Meniscusimplantaten durch Verformungstests geben (Kisiday et al., 2010; Nishimuta & Levenston, 2012): So deuten die experimentellen Ergebnisse an medialen (Kisiday et al., 2010; Nishimuta & Levenston, 2012) und lateralen Meniscusimplantaten (Nishimuta & Levenston, 2012) von Rindern (in vitro) auf vergleichbare mechanische Kompressionstoleranzgrenzen zwischen Menisci und Knorpelgewebe hin. Genauso wie bei Knorpelgewebe unterliegen auch die mechanischen Eigenschaften von Meniscusgewebe speziesspezifischen Unterschieden. Zwischen Präparaten des medialen Meniscus von Mensch und Rind stellten Joshi et al. (1995) und Sweigart et al. (2004) keine statistisch signifikanten Unterschiede im Kompressionsverhalten fest. In der Untersuchung von Sweigart et al. (2004) waren allerdings signifikante Permeabilitätsunterschiede zu ermitteln. Zudem sind für den lateralen Meniscus nach Wissen der Autoren keine Speziesvergleichsstudien bekannt. Es muss daher offen bleiben, inwieweit die Befunde von Nishimuta & Levenston (2012) und Kisiday et al. (2010) auf den Menschen übertragbar sind.

Kalkulierte tibiofemorale Scherkräfte in unterschiedlichen Kniebeugevarianten unter Berücksichtigung der mechanischen und morphologischen Eigenschaften der Kreuzbänder und deren Anpassungserscheinungen

Tibiofemorale Kompressionskräfte sind ein bedeutender Faktor der Kniestabilisierung, indem sie die tibiofemorale Translation minimieren und Scherkräfte vermindern (Hsieh & Walker, 1976; Markolf et al., 1981; Shoemaker & Markolf, 1985; Yack et al., 1994). Das Ausmass der Scherkräfte im tibiofemorale Gelenk, das von Ariel (1974) an Gewichthebern in der parallelen Nackenkniebeuge berechnet wurde, war in hohem Masse von der korrekten Übungsausführung und damit vom erworbenen Ausbildungsgrad der Bewegungstechnik abhängig.

Im Rahmen dieses Manuskriptes werden die anterioren Scherkräfte definiert als diejenigen Kräfte, die auf das vordere Kreuzband einwirken, die posterioren Scherkräfte als diejenigen Kräfte, die sich auf das hintere Kreuzband auswir-

ken (vgl. Butler et al., 1980). Als die maximale Zugkraft (in Newton) wird hier der Kraftwert verstanden, den Sehnen und Ligamente unter Zugbelastung an der maximalen Traglast aufrechterhalten können, bevor die Belastungsgrenze erreicht ist.

Die maximale Zugkraft des hinteren Kreuzbandes stammt aus Messungen von Leichenpräparaten von 53- bis 98-jährigen Personen, die einen mittleren Wert von 1620 ± 500 N ergaben (Race & Amis, 1994). Körpergewichtsdaten der Leichen fehlen. Eine maximale Zugkraft des hinteren Kreuzbandes von 4000 N für unter 26 Jahre alte Personen ist ein extrapolierter Wert (Race & Amis, 1994). Verformungstests zeigten für das vordere Kreuzband von 16- bis 35-jährigen Personen (Ex-vivo) eine gemessene Zugkraft von 1730 ± 660 N ($3,35 \times \text{KG}$; Noyes & Grood, 1976) und 2160 ± 157 N (Woo et al., 1991, ohne Körpergewichtsdaten).

Eine Steigerung der Hantellast ($0,5$ bis $1,2 \times \text{KG}$) war in der halben Kniebeuge (90°) mit einer Zunahme der kalkulierten posterioren Scherkräfte verbunden (Sahli et al., 2008). In der Untersuchung von Sahli et al. (2008) erzielten 20 Probanden im tiefsten Punkt der exzentrischen Phase mit der höchsten Last von ca. 95 kg ($1,2 \times \text{KG}$) im Mittel kalkulierte posteriore Scherkräfte von 535 N ($0,70 \times \text{KG}$). Eine ungewöhnlich hohe Zugkraft auf das hintere Kreuzband kalkulierten Toutoungi et al. (2000) für 8 Probanden im Umkehrpunkt der halben Kniebeuge von 80° mit durchschnittlich 2704 N ($3,5 \times \text{KG}$). Damit bestätigen sie die posterioren Scherkräfte von Dahlkvist et al. (1982) von im Durchschnitt 2913 N ($3,88 \times \text{KG}$, $n = 6$), obwohl in diesen beiden Studien die Probanden mit keiner Zusatzlast konfrontiert wurden. Ohne Zusatzlast berechneten Sahli et al. (2008) im Umkehrpunkt der 90° -Kniebeuge posteriore Scherkräfte von lediglich ca. 225 N ($0,29 \times \text{KG}$). Pernitsch & Brunner (2011) kalkulierten jeweils im Umkehrpunkt bei 68° (30 kg Zusatzlast) und bei 58° (80 kg Zusatzlast) der parallelen Frontkniebeuge (explosive Ausführung) maximale posteriore Scherkräfte von 792 N und 787 N ($1,16 \times \text{KG}$ und $1,17 \times \text{KG}$). Bei Bewältigung einer Kniebeugenlast von 250 kg ($2,27 \times \text{KG}$) berechneten Nisell & Ekholm (1986) in der Kniebeuge die höchsten posterioren Scherkräfte von ca. 1800 N ($1,67 \times \text{KG}$) im Umkehrpunkt der Bewegung (50°). Escamilla et al. (1998, 2001) und Wilk et al. (1996) kamen bei ihren Berechnungen in der halben Kniebeuge (Umkehrpunkt 80 – 90°) mit einer geringeren Last (133–147 kg, $1,43$ – $1,58 \times \text{KG}$) auf höhere (relative) Werte als Nisell & Ekholm (1986) in der tiefen Kniebeuge: Die einwirkenden Zugkräfte auf das hintere Kreuzband beliefen sich auf 1783 bis 2066 N ($1,96$ – $2,25 \times \text{KG}$) in der konzentrischen Phase zwischen 90° und 117° Kniegelenkwinkel. Pernitsch & Brunner (2011) kalkulierten für die halbe Frontkniebeuge (explosive Ausführung, Umkehrpunkt 85°) mit 80 kg Zusatzlast ($1,16 \times \text{KG}$) posteriore Scherkräfte von 621 N ($0,92 \times \text{KG}$).

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die kalkulierten posterioren Scherkräfte bzw. einwirkenden Zugkräfte für die tiefe und parallele Kniebeuge mit Zusatzlasten vom $0,43$ - bis $2,27$ -fachen des KG zwischen 19,68% und 45% und in der halben Kniebeuge mit Zusatzlasten vom $1,16$ - bis $2,25$ -fachen KG zwischen 13,39% und 51,65% der extrapolierten maximalen Zugkraft eines hinteren Kreuzbandes von unter 26-jährigen Personen betragen (Race & Amis, 1994). Die Untersuchungsbefunde von Toutoungi et al. (2000) und Dahlkvist et al. (1982) entsprechen 67,6% und 72,83%, wobei diese Befunde mit entsprechender Skepsis zu betrachten sind. Bspw. ergeben die Berechnungen von Sahli et al. (2008)

in der 90° -Kniebeuge *ohne Zusatzlast* eine posteriore Scherkraft, die 5,63% der maximalen Zugkraft entspricht.

Während Escamilla et al. (1998; 2001) und Wilk et al. (1996) für die Ausführung der halben Kniebeuge keine anterioren Scherkräfte angeben, kalkulierten Toutoungi et al. (2000) im Mittel einen sehr geringen Wert von 28 N ($0,03 \times \text{KG}$) beim Aufrichten aus der halben Kniebeuge. Aus den berechneten Daten von Nisell & Ekholm (1986) in der tiefen Kniebeuge (250 kg Zusatzlast) geht hervor, dass die höchsten anterioren Scherkräfte in den letzten 30° der Kniestreckung auftreten und ca. 500 N ($0,46 \times \text{KG}$) betragen. Pernitsch & Brunner (2011) berechneten in der parallelen Frontkniebeuge (80 kg Zusatzlast) in der konzentrischen Phase die höchsten anterioren Scherkräfte von 251 N ($0,37 \times \text{KG}$) bei einem Kniewinkel von 158° bei explosiver Ausführung. In der halben Frontkniebeuge, in der eine höhere Beschleunigung erzielt wurde, resultierten die Kalkulationen mit derselben Last in 2,86-fach höheren anterioren Scherkräften von 719 N bei einem Kniewinkel von 138° ($1,06 \times \text{KG}$).

Zusammenfassend bedeutet dies, dass in der parallelen und tiefen Kniebeuge bei Zusatzlasten vom $1,16$ - bis $2,27$ -fachen KG die kalkulierten anterioren Scherkräfte zwischen 11,62% und 28,9% und die Werte in der halben Kniebeuge bei einer Zusatzlast vom $1,16$ -fachen KG zwischen 33,29% und 41,56% der maximalen Zugkraft eines vorderen Kreuzbandes von 16- bis 35-jährigen Personen entsprechen (Noyes & Grood, 1976; Woo et al., 1991). Deshalb lassen weder die posterioren noch die anterioren Scherkräfte in der tiefen Kniebeuge ein Ausmass erwarten, bei dem ein intaktes hinteres bzw. vorderes Kreuzband geschädigt werden kann.

Trainingsinterventionen mit einer Dauer von acht bis 21 Wochen belegen, dass die parallele (Meyers, 1971) und tiefe Nackenkniebeuge (Chandler et al., 1989; Panariello et al., 1994) keine negativen Auswirkungen auf die Knieligamentstabilität haben. Steiner et al. (1986) diagnostizierten in Messungen der Kniestabilität im unmittelbaren Anschluss nach Ausführung der parallelen Nackenkniebeuge mit dem $1,6$ -fachen des KG keine akute signifikante Veränderung im Vergleich zu Messungen nach einem 90-minütigen Basketballtraining (19%, $p < 0,01$) sowie nach einem 10-km-Strassenlauf (19%, $p < 0,01$). Querschnittsbefunde an 28 Gewichthebern und 27 Kraftdreikämpfern belegten sogar eine signifikant ($p < 0,005$) höhere Stabilität im Kniegelenk gegenüber 30 Kontrollpersonen mit geringer oder gar keiner Krafttrainingserfahrung (Chandler et al., 1989). Chandler et al. (1989) schreiben in einem abschliessenden Kommentar: „The full squat may therefore be considered safe in terms of not causing permanent stretching of the knee ligaments“ (S. 302).

Ein Anpassungsvermögen von Ligamenten ist aus Trainingsstudien mit Tieren bekannt (Hayashi, 1996), bspw. in Form einer erhöhten Zugkraft und verbesserten Steifigkeit sowie einem gesteigerten Elastizitätsmodul des vorderen Kreuzbandes (Cabaud et al., 1980). MRT-Aufnahmen der Kniegelenke von aktiven Profigewichthebern ($n = 9$, mittleres Alter: 26,1 Jahre), die zwischen dem 9. und 12. Lebensjahr, d.h. bereits vor bzw. während ihres pubertalen Wachstums spurt, mit dem Gewichtheben begonnen hatten, belegen einen signifikant grösseren Querschnitt ($p < 0,05$) des vorderen ($71,7$ vs. $40,6 \text{ mm}^2$) und hinteren Kreuzbandes ($64,5$ vs. $45,0 \text{ mm}^2$) als bei gleichaltrigen untrainierten Kontrollpersonen ($n = 19$) vergleichbarer Körpergrösse und vergleichbarem Körpergewicht (Grzelak et al., 2012a). Der Querschnitt des vorderen und hinteren Kreuzbandes der Gewichtheber ist damit 61,49% und 50% grösser als in Kadaverstudien (Noyes &

Grood, 1976; Race & Amis, 1994), was eine höhere maximale Zugkraft und damit eine geringere Verletzungsanfälligkeit dieser Strukturen erwarten lässt. Eventuelle Verbesserungen der querschnittsunabhängigen Materialeigenschaften, wie sie aus Tierversuchen für das Elastizitätsmodul bekannt sind (Cabaud et al., 1980), bleiben hierbei noch unberücksichtigt.

Mechanische und morphologische Eigenschaften von Sehnen und deren Anpassungen an körperliches Training

Die Ausführung der tiefen Kniebeuge wird mit dem erhöhten Risiko verbunden, eine distale Tendinopathie der Patellasehne zu erleiden. Johnson et al. (1996) nehmen anhand von MRT-Aufnahmen an 24 Kniegelenken von Personen mit distaler Tendinopathie an, dass eine Verengung der Patellasehne am Apex inferior patellae für die Verletzungslokalisation verantwortlich zu machen ist. Da im Vergleich zu asymptomatischen Kniegelenken einer Kontrollgruppe keine anatomischen Unterschiede der Patella festzustellen waren ($p = 0,36$), wird von den Autoren die Pathogenese nicht auf chronische Überlastung, sondern generell auf ein Impingement in tiefen Beugepositionen zurückgeführt. Die Messung erfolgte jedoch nur bis 120° Kniewinkel. Schmid et al. (2002) konnten diese Vermutung in tieferen Beugepositionen bis 80° an 19 symptomatischen und 32 asymptomatischen Kniegelenken in MRT-Aufnahmen nicht verifizieren. Die Pathogenese wird, genauso wie bei der proximalen Tendinopathie (Ferretti et al., 1983), auf chronische Überlastung zurückgeführt (Schmid et al., 2002).

Krafttrainingsstudien (Kongsgaard et al., 2007; Seynnes et al., 2009) und Querschnittsstudien an Leistungssportlern aus Badminton, Fechten, Volleyball, Langstreckenlauf und Gewichtheben (Couppé et al., 2008; Grzelak et al., 2012b; Kongsgaard et al., 2005) belegen, dass Achilles- und Patellasehnen empfänglich für Querschnittszunahmen sind, was mit einer Zunahme der Sehnensteifigkeit einhergeht (Couppé et al., 2008; Kongsgaard et al., 2007; Seynnes et al., 2009). Stäubli et al. (1996) stellten in Ex-vivo-Vergleichstests ($n = 16$, mittleres Leichenalter: 24,9 Jahre) zur Bestimmung der maximalen Zugkraft an 10 mm breiten Präparaten (zentrales Drittel) für die Quadricepssehne einen Wert von 2173 ± 618 N und für die Patellasehne einen Wert von 1953 ± 325 N fest. Cooper et al. (1993) ermittelten für die maximale Zugkraft der Patellasehne einen linearen Zusammenhang sowohl zur Breite als auch zum Querschnitt der Präparate. Für das zentrale Drittel der Patellasehne (Breite 15 mm) von jungen Personen (mittleres Alter 28 Jahre) wird eine maximale Zugkraft von 4389 ± 708 N angegeben (Cooper et al., 1993). Da die Breite von Patella- und Quadricepssehne laut Nisell & Ekholm (1985) bei männlichen Leichenpräparaten im Mittel 35,8 mm und 50 mm beträgt, fällt die maximale Zugkraft dieser Sehnen deutlich höher aus. Adams et al. (2006) diagnostizierten an intakten Leichenpräparaten von 52-jährigen Personen eine 90% höhere maximale Zugkraft der Quadricepssehne (3660 ± 830 N, $p < 0,05$) im Vergleich zur Patellasehne (1920 ± 330 N), was sich daraus erklärt, dass die Quadricepssehne (Ex-vivo) im Mittel 25 bis 30% breiter und dicker ist als die Patellasehne (Nisell & Ekholm, 1985). Diese sehr niedrigen bzw. deutlich voneinander abweichenden Werte unterschiedlich alter Präparate (Adams et al., 2006; Cooper et al., 1993; Stäubli et al., 1996) können auf Unterschieden in der Methodik (Dehnrage, Klemmtechnik, Präparatlagerung, Präparatlänge), im Körpergewicht und in der Aktivität zu Lebzeiten der Leichen beruhen (Stäubli et al.,

1996). Bei einem knöchernen Abriss der Patellasehne im Gewichtheben berechneten Zernicke et al. (1977) mittels Videoanalyse in der Phase des Ausstossens eine Zugkraft von 14500 N (18 x KG eines 82,2 kg schweren männlichen Athleten). Bei einem knöchernen Abriss der Quadricepssehne extrapolierten Nisell & Ekholm (1986) ebenfalls mittels Videoanalyse bei einem Kraftdreikämpfer im Umkehrpunkt der parallelen Kniebeuge (382,5 kg) Zugkräfte von 10900 bis 18300 N (11 bis 19 x KG unterschiedlich schwerer Athleten: 110 kg–75 kg; Nisell & Ekholm, 1986); die extrapolierte Zugkraft der Patellasehne belief sich auf 8000 bis 13100 N (8 bis 16 x KG). Diese sehr hohen extrapolierten Werte erlauben die Schlussfolgerung, dass ein langjährig betriebenes Krafttraining mit hohen Lasten eine Erhöhung der maximalen Zugkraft bewirkt, die auf einer Zunahme des Sehnenquerschnitts basiert und sogar über die knöchernen Insertionsstellen hinausgehen kann: An Elite-Gewichthebern ($n = 9$, mittleres Alter 26,1 Jahre) stellte sich im MRT ein signifikant grösserer Querschnitt des mittleren Abschnitts der Patellasehne von 37,1% ($p < 0,05$) heraus im Vergleich zu gleichaltrigen untrainierten Kontrollpersonen ($n = 19$) vergleichbarer Körpergrösse und vergleichbarem Körpergewicht (Grzelak et al., 2012b). Ein erhöhter Sehnenquerschnitt hat eine gesteigerte Zugkraft zur Folge (Cooper et al., 1993; Woo et al., 1980) und vermindert über eine erhöhte Steifigkeit langfristig die Verletzungsanfälligkeit des Sehnenapparates (Couppé et al., 2008; Heinemeier & Kjaer, 2011; Kongsgaard et al., 2007; Seynnes et al., 2009). Allerdings tritt eine Erhöhung der Sehnensteifigkeit auch über eine trainingsbedingte Steigerung des querschnittsunabhängigen Elastizitätsmoduls ein (Kubo et al., 2001; Seynnes et al., 2009), was auf Basis von Tierstudien auf eine Erhöhung des Collagengehaltes und der Collagenquerverbindungen zurückgeführt wird (Heinemeier & Kjaer, 2011). Diese strukturellen Veränderungen waren auch bei Personen mit distaler Tendinopathie der Patellasehne im MRT in Form eines Remodellierungsprozesses nach einem Krafttraining feststellbar (Kongsgaard et al., 2010). Studienergebnisse zeigen, dass neben Zug- (Yang et al., 2004) auch Kompressionsreize (Robbins et al., 1997) die Synthese von Extrazellulärproteinen in Sehnenzellkulturen und Sehnenexplantaten stimulieren. Autopsien von menschlichen Leichenpräparaten belegen, dass sowohl Sehnen als auch Ligamente, die sich um knöchernen Strukturen wickeln, Kompressionsbereiche mit knorpelähnlicher Zusammensetzung bilden (Milz et al., 2005). Es ist daher naheliegend, dass entsprechende Dickenzunahmen auch in der Quadricepssehne auftreten, wenn auf diese durch den zunehmenden Umwicklungseffekt in der tiefen Kniebeuge eine erhöhte Kompression einwirkt.

Anpassungseffekte und Überlastungsschäden des passiven Bewegungsapparates der Wirbelsäule

Nach bestem Wissen der Autoren existieren keine Untersuchungen, in denen die Kompressionsbelastung der Lendenwirbelsäule in Kniebeugevarianten mit unterschiedlicher Beugtiefe und der Bewältigung von jeweils maximalen Lasten verglichen wurde. Bei den folgenden Kompressionsbelastungen handelt es sich um extrapolierte Werte aus bereits publizierten Berechnungen von Cappozzo et al. (1985). Cappozzo et al. (1985) berechneten an 4 Probanden die einwirkenden Kompressionskräfte auf das L3/L4-Wirbelsegment, die bei Ausführung der Kniebeuge (Umkehrpunkt 112° – 87° Kniegelenkwinkel) auftraten. Mit einer Last zwischen dem 0,8- bis 1,6-Fachen des KG betrugten diese Kompressions-

kräfte das 6- bis 10-Fache des KG der Probanden im Umkehrpunkt der Bewegung (ca. 3100–7324 N). Sportstudenten erzielten in der tiefen Front- und Nackenkniebeuge Relativkraftwerte vom $1,26 \pm 0,23$ - und $1,41 \pm 0,3$ -Fachen des KG (Hartmann et al., 2012), womit sich die lumbale Kompressionskraft innerhalb der von Cappelletto et al. (1985) kalkulierten Werte befunden haben dürfte. Die Relativkraftwerte der Sportstudenten beliefen sich in der viertel Kniebeuge im Mittel auf das $3,89 \pm 0,33$ -Fache des KG, womit das L3/L4-Wirbelsegment einer Kompressionskraft ausgesetzt war, die das 20-Fache des KG überstiegen hat. Als maximale Kompressionskraft (in Newton) wird hier der Kraftwert verstanden, den ein Wirbelkörper oder ein Wirbelsegment unter axialer Kompression mit maximaler Kompressionslast aufrechterhalten kann, bevor die Belastungsgrenze (Kompressionsversagen) erreicht ist. Unter einem *Wirbelsegment* versteht man zwei Wirbelkörper mit dazugehöriger Zwischenwirbelscheibe. Während in der Lastkombination aus hoher axialer Kompressions- und Scherkraft in ventraler Flexion die Zwischenwirbelscheiben von Wirbelsegmenten prolabieren (Adams & Hutton, 1985), stellt in axialer Kompression primär der Wirbelkörper das schwächste Glied dar und ist die erste Struktur, die ein Kompressionsversagen in Form einer Endplattenfraktur aufweist (Adams & Dolan, 1995; Brinckmann et al., 1989). Allerdings resultieren jahrelange hohe Kompressionsbelastungen, wie sie z.B. im Rahmen eines Trainings der Gewichtheber auf die Wirbelsäule einwirken, in funktionellen Anpassungen der Wirbelkörper in Form einer gesteigerten Kompressionstoleranz durch erhöhte Knochenmineraldichte (Conroy et al., 1993). Ein positiver linearer Zusammenhang von $r = 0,91$ ($p < 0,00001$) zwischen Knochenmineraldichte und maximaler Kompressionskraft der Wirbelkörper (L3, $n = 101$) wurde in Ex-vivo-Experimenten nachgewiesen (Ebbesen et al., 1999a). Hansson et al. (1980) geben für einen Lendenwirbelkörper eine maximale Kompressionskraft von 11000 N an. Die maximale Kompressionskraft (Ex-vivo) eines L4/L5-Wirbelsegments betrug bei einem 22-jährigen Mann 8800 N, die eines L3/L4-Wirbelsegments bei einer 22-jährigen Frau 6200 N und bei einem 39 Jahre alten Mann 8200 N (Brinckmann et al., 1989). Unter Berücksichtigung der von Cappelletto et al. (1985) berechneten Kompressionskräfte würde dies bedeuten, dass in der viertel Kniebeuge die Kompressionstoleranzgrenzen deutlich überschritten worden wären (Hartmann et al., 2012). Diese Kalkulationen müssen daher mit entsprechender Zurückhaltung betrachtet werden. Diese Vergleiche werfen jedoch die ernstzunehmende Frage auf, inwieweit ein leistungsorientiertes Krafttraining in der viertel Kniebeuge mit vergleichsweise supramaximalen Lasten die Verletzungsgefahr der Wirbelsäule erhöht, insbesondere bei weiblichen Athleten. Aufgrund des signifikant geringeren Endplattenquerschnitts (Gilsanz et al., 1994) weisen die Wirbelkörper (L3) von Frauen eine signifikant niedrigere maximale Kompressionskraft auf als die Wirbelkörper von Männern (Ebbesen et al., 1999b). Folglich wird bei äquivalenter Belastung der weibliche Wirbelkörper einer höheren axialen Kompressionsbeanspruchung ausgesetzt (Gilsanz et al., 1994). Dieser Sachverhalt sollte vor allem im Nachwuchsleistungssport Beachtung finden.

Querschnittsbefunde an 25 Elite-Juniorengewichthebern ($17,4 \pm 1,4$ Jahre) mit im Mittel über zweieinhalbjähriger Trainingserfahrung belegen, dass diese Sportler über eine 133% ($p \leq 0,05$) höhere Knochenmineraldichte der L2–L4 Wirbelsegmente verfügten als 11 gleichaltrige Kontrollpersonen ohne signifikante Gruppenunterschiede in Körpergröße und

Körpergewicht (Conroy et al., 1993). Zudem übertrafen sie mit 113% signifikant ($p \leq 0,05$) die Referenzwerte von 400 erwachsenen Männern im Alter von 20 bis 39 Jahren (Conroy et al., 1993). Eine ein Jahr später durchgeführte Messung erbrachte einen weiteren Anstieg der Knochenmineraldichte der Gewichtheber (Fleck & Kraemer, 2004, S. 113). Im Vergleich zu untrainierten Personen diagnostizierte Tittel (1994) bei Kraft- und Maximalkraftsportlern, die über mehrjährige Krafttrainingserfahrung verfügten, grössere Längs- und Querdurchmesser der Wirbelkörperflächen der unteren Brust- und aller Lendenwirbel. Diese ökonomischen Vergrößerungen waren «auch noch 10 Jahre nach Beendigung der sportlichen Laufbahn (bei Weiterführung eines Trainings mit Erhaltungsdosis) nachweisbar» (Tittel, 1994, S. 48). Zudem konnten Neumann et al. (1993) für die Knochenmineraldichte von Lendenwirbelkörpern einen positiven und linearen Zusammenhang sowohl zur maximalen Zugkraft ($r = 0,84$, $p \leq 0,05$) als auch zur Steifigkeit des Lig. longitudinale anterior ($r = 0,78$, $p \leq 0,05$) bestimmen (Ex-vivo). Eine gesteigerte maximale Zugkraft und erhöhte Steifigkeit der Ligamente wird In-vivo eine erhöhte passive Stabilität der Wirbelsegmente zur Folge haben. In Verbindung mit einer gesteigerten Knochenmineraldichte, vergrösserten Wirbelkörperflächen und einem gut ausgebildeten Muskelkorsett kann einem regelmässig betriebenen Krafttraining damit ein protektiver Effekt zugeschrieben werden.

Körperrnahe Heben eines Bierkastens (20 kg) aus der Hocke resultierte bei einem 70 kg schweren Mann in gemessenen intradiskalen Druckwerten (L4/L5) von 1,7 MPa (Wilke et al., 1999). Für menschliche Discusexplantate zeigte sich bei 2,5 MPa eine Zunahme des Proteoglycanstoffwechsels, bei 7,5 MPa eine Abnahme (Ishihara et al., 1996). Dazwischenliegende Werte wurden nicht erhoben. Im scheinbaren Widerspruch hierzu stehen die Befunde von Neidlinger-Wilke et al. (2006): Hydrostatische Druckwerte von 2,5 MPa bewirkten an menschlichen einschichtigen Zellkulturen des Nucleus pulposus katabole Stoffwechselvorgänge. Allerdings ist bekannt, dass einschichtige Zellkulturen aufgrund der fehlenden Extrazellulärmatrix, in die sie in Explantaten eingebettet sind, sowie ihrer unterschiedlichen Form und Morphologie auf mechanische Reize andere Stoffwechselreaktionen zeigen (Alini et al., 2008; Parkkinen et al., 1993), weshalb Explantate das physiologisch relevantere Präparat darstellen als Zellkulturen. In-vivo-Versuche an Ratten untermauern eine Anpassungsbereitschaft des caudalen Nucleus und Annulus pulposus auf zweiwöchige dynamische Kompression mit einem Druckwert von 1 MPa, der aus einer Belastung vom 3-fachen KG des Versuchstiers resultierte (Wuertz et al., 2009). Da zwischen Mensch und Ratte Unterschiede im Zellbesatz der Zwischenwirbelscheibe bestehen, ist ein Übertrag auf den Menschen mit entsprechender Zurückhaltung vorzunehmen (Alini et al., 2008).

Im Gewichtheben sind auf internationaler Ebene 10 Trainingseinheiten pro Woche die Regel, in denen die wöchentliche Zahl an Wiederholungen ca. 400 und deutlich mehr beträgt und in Phasen mit hohem Trainingsvolumen mit einer gehobenen Last von 70 bis 90 Tonnen einhergehen können (Wirth & Zawieja, 2008b). Allerdings belegen Röntgenaufnahmen der Wirbelsäule von Gewichthebern ($n = 25$, mittleres Alter: 31,5 Jahre), dass das Ausmass von degenerativen Veränderungen der Wirbelsäule nicht höher liegt als bei Athleten aus der Leichtathletik ($n = 25$, mittleres Alter 27,0 Jahre; Aggrawal et al., 1979). An MRT-Aufnahmen der Wirbelsäule (T6-T7 bis L5-S1) von Profisportlern (mittleres Alter 26

Jahre) diagnostizierten Baranto et al. (2009) für Gewichtheber ($n = 21$) und Eishockeyspieler ($n = 19$) die höchste Prävalenz von degenerativen Bandscheibenabnormitäten im Vergleich zu Profisportlern aus dem Ringen ($n = 13$) und Orientierungslauf ($n = 18$). Diese Vergleiche führten jedoch zu keinen statistisch signifikanten Gruppenunterschieden, auch nicht gegenüber untrainierten Kontrollpersonen ($n = 21$, mittleres Alter 28 Jahre). In einer 15 Jahre später durchgeführten Folgeuntersuchung waren in 88% der bereits diagnostizierten Verschleisserkrankungen bei allen Leistungssportlern weitere Verschlechterungen eingetreten, wovon die meisten jedoch bei den Eishockeyspielern auftraten (Baranto et al., 2009). Aus epidemiologischen Studien über 4 bis 6 Jahre werden keine schwerwiegenden Verletzungen der Wirbelsäule von Wettkampfgewichthebern berichtet (Calhoon & Fry, 1999; Hamill, 1994; Lavallee & Balam, 2010). Fragebogenerhebungen an ehemaligen Gewichthebern ($n = 13$, Alter 40–61 Jahre) zufolge fällt die Häufigkeit von Rückenbeschwerden (23% vs. 31%) bei diesen Sportlern geringer aus als bei Personen aus der Allgemeinbevölkerung ($n = 716$, Alter 40–47 Jahre; Granhed & Morelli, 1988). MRT-Aufnahmen der Lendenwirbelsäule von ehemaligen Leistungssportlern belegen, dass Gewichtheber ($n = 29$, mittleres Alter 59,4 Jahre) keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede in der Bandscheibenhöhe (L1-L2 bis L5-S1) im Vergleich zu Langstreckenläufern ($n = 27$, mittleres Alter 59,6 Jahre), Schützen ($n = 28$, mittleres Alter 61,1 Jahre) und Fussballspielern ($n = 30$, mittleres Alter 56,6 Jahre) aufweisen (Räty et al., 1997). Zudem zeigen die Daten keine statistisch signifikanten Gruppenunterschiede in der lumbalen Beweglichkeit (Räty et al., 1997). Einer Auswertung von MRT-Aufnahmen zufolge liegt für Profigewichtheber ($n = 10$, mittleres Alter 42 Jahre) die Prävalenz von Bandscheibenabnormitäten wie eine reduzierte Bandscheibenhöhe (T6-T7 bis L5-S1) nicht höher als bei untrainierten Kontrollpersonen ($n = 10$, mittleres Alter 43 Jahre) (Baranto et al., 2009).

Es ist daher naheliegend, dass beim Menschen die Bandscheiben langfristig für eine trainingsbedingte Erhöhung ihrer Kompressionstoleranz empfänglich sind.

Walsh et al. (2007) führten an 48 krafttrainingserfahrenen Probanden eine 3-dimensionale Bewegungsanalyse der Lendenwirbelsäule bei Ausführung der halben Kniebeuge durch. Mit steigender Last (40–80% EWM) war eine signifikant ($p \leq 0,01$) zunehmende Extension der Lendenwirbelsäule festzustellen. Walsh et al. (2007) nehmen daher an, dass ein leistungsorientiertes Krafttraining in der halben Kniebeuge ein erhöhtes Verletzungsrisiko der Lendenwirbelsäule aufweist. Diese Annahme basiert auf Ex-vivo-Messungen an L4/L5-Wirbelsegmenten von Adams et al. (2000): Unter axialer Kompression von 2000 N hatte eine Extension von 2° im Vergleich zu 0° eine signifikante Zunahme des intradiskalen Druckes innerhalb des posterioren Annulus zur Folge. Die Befürchtungen von Walsh et al. (2007) sind bei der Kniebeuge unbegründet, da sich auch der Hüftwinkel ändert. Dadurch birgt die tiefe Kniebeuge in der Phase der Bewegungsumkehr (Umkehrpunkt) vielmehr das Risiko einer Entlordosierung der Lendenwirbelsäule (McKean et al., 2010b). Videoanalysen von McKean et al. (2010b) ergaben für männliche Probanden in der exzentrischen Phase der parallelen Kniebeuge (hüftbreiter Stand) eine geringere anteriore Beckenkippung ($p < 0,001$) und eine stärkere Ventralflexion der Lendenwirbelsäule ($p < 0,001$) im Vergleich zu den weiblichen Probanden. Nach den Untersuchungen von Brown et al. (2002) weisen Frauen eine geringere Steifigkeit und ein grösseres

Bewegungsausmass zwischen den Wirbelsegmenten der Lendenwirbelsäule auf als Männer. McKean et al. (2010b) vermuten daher bei Frauen eine grössere Beweglichkeit des Lumbosakralbereiches, die über eine höhere muskuläre Stabilisierung der Lendenwirbelsäule eine ausgeprägtere anteriore Beckenkippung ermöglicht im Vergleich zu Männern. Bei den weiblichen Probanden war eine geringere Lumbalflexion und eine stärkere anteriore Beckenkippung in der exzentrischen Phase der parallelen Nackenkniebeuge im Vergleich zu den männlichen Probanden festzustellen. Allerdings könnte dies auch auf geschlechtsspezifischen Unterschieden in der Hüftbeweglichkeit in Form einer dehnfähigeren ischiocruralen Muskulatur beruhen, die bei Frauen höher ausfällt als bei Männern (Cipriani et al., 2012). Die Probanden absolvierten die Kniebeuge jedoch mit submaximalen Lasten vom 0,5-Fachen des KG. Die Bewältigung von höheren Lasten dürfte auch bei Frauen das Risiko der Entlordosierung begünstigen. Lander et al. (1992) analysierten in Videoaufnahmen die Bewegungsausführung der parallelen Nackenkniebeuge an fünf krafttrainingserfahrenen männlichen Probanden, die mit einer Last konfrontiert wurden, die ihrem Wiederholungsmaximum von 8 Wdh entsprochen hat (75–80% EWM). Die Ausführung nahe des muskulären Versagens bewirkte eine ermüdungsbedingte stärkere Oberkörperneigung. Videoanalysen zum Heben aus der Hocke bestätigen diese ermüdungsbedingte Veränderung der Hebetchnik nach Vorer müdung des M. quadriceps femoris (Trafimow et al., 1993). Eine stärkere Oberkörperneigung bei Ausführung der Kniebeuge erhöht allerdings auch das Risiko einer Ventralflexion der Lendenwirbelsäule (List et al., 2013). Dies gilt insbesondere für ermüdende Trainingseinheiten bis zur Auslastung. In der Lastkombination aus hohen axialen Kompressions- und Scherkräften in ventraler Flexion besteht die Gefahr eines Discusprolaps (Adams & Hutton, 1985). Um das Ausmass der Entlordosierung zu minimieren, ist es notwendig, vor der Bewegungsumkehr in die konzentrische Arbeitsweise eine Extension einzuleiten, was über eine erhöhte Aktivität des M. erector spinae einen Gelenkschluss der Intervertebralgelenke und dadurch eine verringerte Scherkräfteinwirkung auf die Bandscheiben zur Folge hat (Potvin et al., 1991). Auch Gewichtheber sind an die Einhaltung einer Lordose zu Bewegungsbeginn im Reissen und Umsetzen gebunden. Calhoon & Fry (1999) beziffern die Verletzungsprävalenz von 27 olympischen Gewichthebern auf 3,3 Vorfälle auf 1000 Trainingsstunden bei einem Beobachtungszeitraum von 6 Jahren. Trainingsausfälle, die auf Verletzungen des unteren Rückens beruhten, beliefen sich in 87,3% der Fälle auf einen Tag oder weniger, in den übrigen Fällen auf weniger als eine Woche.

Schlussfolgerungen

Für die tiefe Kniebeuge gelten im mehrjährigen Trainingsaufbau des allgemeinen Krafttrainings von Leistungssportlern als minimale Zielwerte das 1,5- bis 2,0-Fache des KG (Wirth & Zawieja, 2008a). Es drängt sich daher die Frage auf, weshalb über eine erhöhte Verletzungsgefahr des passiven Bewegungsapparates in der tiefen Kniebeuge spekuliert wird (Thambyah et al., 2005; Wilson, 1998), obwohl in dieser Variante deutlich geringere Lasten zum Einsatz kommen als in der halben und viertel Kniebeuge. Im Vergleich zur viertel Kniebeuge bieten die tieferen Gelenkpositionen der parallelen und tiefen Kniebeuge, trotz geringerer Trainingslasten, intensivere Spannungsreize der Beinextensoren zur Entwick-

lung des Muskelquerschnitts (Bloomquist et al., 2013) und der dynamischen Maximalkraft (Bloomquist et al., 2013, Hartmann et al., 2012) sowie der Schnellkraftleistung in Squat (Bloomquist et al., 2013) und Countermovement Jump (Hartmann et al., 2012) bei geringeren Kompressions- und Scherkräften der Wirbelsäule und des Kniegelenks.

Auf Basis von EMG-Studien mit Zusatzlasten vom 1,24–1,85-Fachen des KG (Escamilla et al., 2001; Wilk et al., 1996; Wretenberg et al., 1993, 1996) vertreten Schoenfeld (2010) und Escamilla (2001) die Meinung, dass Beugetiefen unter 90°, d.h. parallele und tiefe Kniebeugen, keine Vorteile in der Reizapplikation des Quadriceps bieten, da die Aktivitätssignale weitestgehend konstant bleiben. Die Ausführung der Kniebeuge erfolgte in zwei dieser EMG-Studien jedoch nur bis zu einem Umkehrpunkt von 80° (Escamilla et al., 2001) und 76° (Wilk et al., 1996), sodass diese Schlussfolgerung nicht gerechtfertigt ist. Die Resultate von Wretenberg et al. (1996) geben bei Ausführung der parallelen und tiefen Kniebeuge keinen Aufschluss über ein Aktivitätsmaximum des M. vastus lateralis und rectus femoris im 90°-Kniegelenkwinkel. In einer weiteren Untersuchung von Wretenberg et al. (1993) zeigte sich sogar ein gegenteiliges Ergebnis: Die Aktivitätssignale des M. vastus lateralis und rectus femoris fielen in der tiefen und parallelen Kniebeuge jeweils signifikant ($p < 0.001$) höher aus als in der 90°-Kniebeuge. Zwischen der parallelen und tiefen Nackenkniebeuge waren jedoch keine EMG-Aktivitätsunterschiede festzustellen. Empfehlungen über die geeignete Beugetiefe zur Entwicklung des Muskelquerschnitts und der willkürlichen neuromuskulären Aktivierungsfähigkeit alleine auf ein EMG-Aktivitätsmaximum des Zielmuskels, in diesem Falle des M. quadriceps femoris, zu stützen, ist zudem unzulässig. Erhöhte Anforderungen an die Kraftentfaltung der Hüft- und Bein-streckerkette werden in der Kniebeuge nur dann gestellt, wenn die Bewegungsumkehr in tiefen Gelenkpositionen eingeleitet wird. Zwar wird die Trainingslast durch die ungünstigen Hebelverhältnisse im Umkehrpunkt limitiert, jedoch treten die höchsten dynamischen Kraftmaxima, und folglich auch die höchsten Spannungsreize, in der Bewegungsumkehr zur konzentrischen Arbeitsweise auf (Lander et al., 1986; Pernitsch & Brunner, 2011). Ein an untrainierten Probanden durchgeführtes Krafttraining im Beinstrecken über 5 Wochen (Blazevich et al., 2007; Seynnes et al., 2007) bewirkte signifikante Zunahmen sowohl im Fiederungswinkel als auch in der Länge der Fibrillenbündel des M. vastus lateralis. Diese sonographisch diagnostizierten Anpassungserscheinungen werden mit einer zusätzlichen parallelen und seriellen Einbettung von Sarkomeren erklärt, was tierexperimentell insbesondere durch die Reizkombination aus hoher *passiver und aktiver myofibrillärer Spannung* ausgelöst werden konnte (Goldspink & Harridge, 2003). So stellten Alegre et al. (2006) nach einem 13-wöchigen Krafttraining mit submaximalen Lasten (3–4 Sätze à 6–12 Wiederholungen 50–60% EWM) in der halben Kniebeuge signifikante Längenzunahmen der Fibrillenbündel im M. vastus lateralis fest, die allerdings von einer Verringerung des Fiederungswinkels begleitet wurden. Bloomquist et al. (2013) verglichen die Effekte eines zwölfwöchigen periodisierten Krafttrainings mit hohen Lasten in der parallelen und in der viertel Nackenkniebeuge. Beide Trainingsmassnahmen bewirkten vergleichbare signifikante Zunahmen im Fiederungswinkel des M. vastus lateralis. Das Training in der parallelen Kniebeuge führte jedoch zu größeren Querschnittszunahmen der Oberschenkelmuskulatur ($p < 0,05$) als das Training in der viertel Kniebeuge. Die Fibril-

lenlänge des M. vastus lateralis wurde nicht erhoben (Bloomquist et al., 2013). Es ist anzunehmen, dass in der tiefen Kniebeuge, neben Erhöhungen des Fiederungswinkels über entsprechende Querschnittszunahmen, auch ausgeprägte Längenzunahmen der Fibrillenbündel auftreten, da die Reizkombination aus hoher passiver und aktiver myofibrillärer Spannung vor allem in tiefen Gelenkpositionen auf Hüft- und Beinextensoren einwirkt. Eine längere Muskelfaser kontrahiert aufgrund der seriell grösseren Anzahl von möglichen Querbrückenzyklen pro Zeiteinheit schneller als eine vergleichsweise kürzere Muskelfaser (Goldspink & Harridge, 2003), was in Verbindung mit einem gesteigerten Muskelquerschnitt langfristig einen positiven Einfluss auf die Kraftentfaltung pro Zeiteinheit (Explosivkraft) ausüben wird. Diese Anpassungseffekte lassen sich im Rahmen eines *Hypertrophietrainings* in der tiefen Kniebeuge bei geringeren Scher- und Kompressionskräften der Wirbelsäule und des Kniegelenks besser erzielen als in der halben und in der viertel Kniebeuge.

Vorausgesetzt, dass unter professioneller Trainerbetreuung die Bewegungstechnik korrekt erlernt und die Belastung allmählich gesteigert wird, stellt die tiefe Kniebeuge eine effektive verletzungsprotektive Trainingsmassnahme auch im Nachwuchsbereich dar und birgt, entgegen der landläufigen Meinung, keine erhöhten Verletzungsrisiken des passiven Bewegungsapparats.

Korrespondenzadresse:

Hagen HARTMANN, M.A., Sportwissenschaftler;
Doktorand und wissenschaftlicher Mitarbeiter am
Institut für Sportwissenschaften der Johann Wolfgang
Goethe-Universität Frankfurt am Main; Ginnheimer
Landstr. 39, 60487 Frankfurt am Main,
E-Mail: Hagen-Hartmann@online.de

PD Dr. Klaus WIRTH, Sportwissenschaftler;
wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Sportwissen-
schaften der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt
am Main, E-Mail: k.wirth@sport.uni-frankfurt.de

Literaturverzeichnis

- Adams D.J., Mazzocca A.D., Fulkerson J.P. (2006): Residual strength of the quadriceps versus patellar tendon after harvesting a central free tendon graft. *Arthroscopy* 22: 76–79.
- Adams M.A., Dolan P. (1995): Recent advances in lumbar spinal mechanics and their clinical significance. *Clin. Biomech.* 10: 3–19.
- Adams M.A., Hutton W.C. (1985): Gradual disc prolapse. *Spine* 10: 524–531.
- Adams M.A., May S., Freeman B.J.C., Morrison H.P., Dolan P. (2000): Effects of backward bending on lumbar intervertebral discs. *Spine* 25: 431–437.
- Aggrawal N.D., Kaur R., Kumar S., Mathur D.N. (1979): A study of changes in the spine in weight lifters and other athletes. *Brit. J. Sports Med.* 13: 58–61.
- Agneskirchner J.D., Hurschler Ch., Wrann C.D., Lobenhoffer P. (2007): The effects of valgus medial opening wedge high tibial osteotomy on articular cartilage pressure of the knee: a biomechanical study. *Arthroscopy* 23: 852–861.
- Ahmed A.M., Burke D.L. (1983): In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-Part I: Tibial surface of the knee. *J. Biomech. Eng.* 105: 216–225.
- Ahmed A.M., Burke D.L., Yu A. (1983): In-vitro measurement of static pressure distribution in synovial joints-Part II: Retropatellar surface. *J. Biomech. Eng.* 105: 226–236.

- Alegre L.M., Jiménez F., Gonzalo-Orden J.M., Martin-Acero R., Aguado X. (2006): Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *J. Sports Sci.* 24: 501–508.
- Alini M., Eisenstein S.M., Ito K., Little Ch., Kettler A.A., Masuda K., Melrose J., Ralphs J., Stokes I., Wilke H.J. (2008): Are animal models useful for studying human disc disorders/degeneration? *Eur. Spine J.* 17: 2–19.
- Ariel B.G. (1974): Biomechanical analysis of the knee joint during deep knee bends with heavy loads. In: *Biomechanics IV*, Nelson R., Morehouse C. (eds.), University Park Press, Baltimore, pp. 44–52.
- Athanasio K.A., Rosenwasser M.P., Buckwalter J.A., Malinin T.I., Mow V.C. (1991): Interspecies comparisons of in situ intrinsic mechanical properties of distal femoral cartilage. *J. Orthop. Res.* 9: 330–340.
- Aufderheide A.C., Athanasio K.A. (2006): A direct compression stimulator for articular cartilage and meniscal explants. *Ann. Biomed. Eng.* 34: 1463–1474.
- Bandi W. (1977): *Die retropatellaren Kniegelenkschäden. Pathomechanik und pathologische Anatomie, Klinik und Therapie.* Verlag Hans Huber, Bern, Stuttgart, Wien, 1977.
- Baranto A., Hellström M., Cederlund C.-G., Nyman R., Swärd L. (2009): Back pain and MRI changes in the thoraco-lumbar spine of top athletes in four different sports: a 15-year follow-up study. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 17: 1125–1134.
- Besier T.F., Draper C.E., Gold G.E., Beaupré G.S., Delp S.L. (2005): Patellofemoral joint contact area increases with knee flexion and weight-bearing. *J. Orthop. Res.* 23: 345–350.
- Bevill S.L., Briant P.L., Levenston M.E., Andriacchi T.P. (2009): Central and peripheral region tibial plateau chondrocytes respond differently to in vitro dynamic compression. *Osteoarthritis Cartilage* 17: 980–987.
- Bingham J.T., Papannagari R., Van de Velde S.K., Gross C., Gill T.J., Felson D.T., Rubash H.E., Li G. (2008): In vivo cartilage contact deformation in the healthy human tibiofemoral joint. *Rheumatology* 47: 1622–1627.
- Blazevich A.J., Cannavan D., Coleman D.R., Horne S. (2007): Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J. Appl. Physiol.* 103: 1565–1575.
- Bloomquist K., Langberg H., Karlsen S., Madsgaard S., Boesen M., Raastad T. (2013): Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *Eur. J. Appl. Physiol.* 113: 2133–2142.
- Bressel E., Willardson J.M., Thompson B., Fontana F.E. (2009): Effect of instruction, surface stability, and load intensity on trunk muscle activity. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19: e500–e504.
- Brown M.D., Holmes D.C., Heiner A.D., Wehman, K.F. (2002): Intraoperative measurement of lumbar spine motion segment stiffness. *Spine* 27: 954–958.
- Brinckmann P., Biggemann M., Hilweg D. (1989): Prediction of the compressive strength of human lumbar vertebrae. *Clin. Biomech.* 2 (Suppl.): S1–S27.
- Bursac P., Arnoczky S., York A. (2009): Dynamic compressive behavior of human meniscus correlates with its extra-cellular matrix composition. *Biorheology* 46: 227–237.
- Butler D.L., Noyes F.R., Grood E.S. (1980): Ligamentous restraints to anterior-posterior drawer in the human knee. *J. Bone Joint Surg.* 62-A: 259–270.
- Cabaud H.E., Chatty A., Gildengorin V., Feltman R.J. (1980): Exercise effects on the strength of the rat anterior cruciate ligament. *Am. J. Sports Med.* 8: 79–86.
- Calhoun G., Fry A.C. (1999): Injury rates and profiles of elite competitive weightlifters. *J. Athl. Train.* 34: 232–238.
- Cappozzo A., Felici F., Figura F., Gazzani F. (1985): Lumbar spine loading during half-squat exercises. *Med. Sci. Sports Exerc.* 17: 613–620.
- Caterisano A., Moss R.F., Pellingier T.K., Woodruff K., Lewis V.C., Booth W., Khadra T. (2002): The effect of back squat depth on the EMG activity of 4 superficial hip and thigh muscles. *J. Strength Cond. Res.* 16: 428–432.
- Caterson B., Lowther D.A. (1978): Changes in the metabolism of the proteoglycans from sheep articular cartilage in response to mechanical stress. *Biochim. Biophys. Acta* 540: 412–422.
- Chandler T.J., Wilson G.D., Stone M.H. (1989): The effect of the squat exercise on knee stability. *Med. Sci. Sports Exerc.* 21: 299–303.
- Chen C.-T., Burton-Wurster N., Borden C., Hueffer K., Bloom S.E., Lust G. (2001): Chondrocyte necrosis and apoptosis in impact damaged articular cartilage. *J. Orthop. Res.* 19: 703–711.
- Chen C.-T., Burton-Wurster N., Lust G., Bank R.A., Tekoppele J.M. (1999): Compositional and metabolic changes in damaged cartilage are peak-stress, stress-rate, and loading-duration dependent. *J. Orthop. Res.* 17: 870–879.
- Chen C.-T., Bhargava M., Lin P.M., Torzilli P.A. (2003): Time, stress, and location dependent chondrocyte death and collagen damage in cyclically loaded articular cartilage. *J. Orthop. Res.* 21: 888–898.
- Cipriani D.J., Terry M.E., Haines M.A., Tibibnia A.P., Lyssanova O. (2012): Effect of stretch frequency and sex on the rate of gain and rate of loss in muscle flexibility during a hamstring-stretching program: a randomized single-blind longitudinal study. *J. Strength Cond. Res.* 26: 2119–2129.
- Cleather D.J., Goodwin J.E., Bull A.M.J. (2013): Hip and knee joint loading during vertical jumping and push jerking. *Clin. Biomech.* 28: 98–103.
- Clements K.M., Bee Z.C., Crossingham G.V., Adams M.A., Sharif M. (2001): How severe must repetitive loading be to kill chondrocytes in articular cartilage? *Osteoarthritis Cartilage* 9: 499–507.
- Collins J.J. (1994): Antagonistic-synergistic muscle action at the knee during competitive weightlifting. *Med. Biol. Eng. Comput.* 32: 168–174.
- Conroy B.P., Kraemer W.J., Maresh C.M., Fleck S.J., Stone M.H., Fry A.C., Miller P.D., Dalsky G.P. (1993): Bone mineral density in elite junior Olympic weightlifters. *Med. Sci. Sports Exerc.* 25: 1103–1109.
- Cooper D.E., Deng X.H., Burstein A.L., Warren R.F. (1993): The strength of the central third patellar tendon graft. *Am. J. Sports Med.* 21: 818–824.
- Couppé C., Kongsgaard M., Aagaard P., Hansen P., Bojsen-Møller J., Kjaer M., Magnusson S.P. (2008): Habitual loading results in tendon hypertrophy and increased stiffness of the human patellar tendon. *J. Appl. Physiol.* 105: 805–810.
- Csintalan, R.P., Schulz, M.M., Woo, J., McMahon P.J., Lee T.Q. (2002): Gender differences in patellofemoral joint biomechanics. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 402: 260–269.
- Dahlkvist N.J., Mayo P., Seedhom B.B. (1982): Forces during squatting and rising from a deep squat. *J. Eng. Med.* 11: 69–76.
- D’Lima D.D., Hashimoto S., Chen P.C., Colwell C.W., Lotz M.K. (2001): Human chondrocyte apoptosis in response to mechanical injury. *Osteoarthritis Cartilage* 9: 712–719.
- Ebbesen E.N., Thomsen J.S., Beck-Nielsen H., Nepper-Rasmussen H.J., Mosekilde L. (1999a): Lumbar vertebral body compressive strength evaluated by dual-energy X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, and ashing. *Bone* 25: 713–724.
- Ebbesen E.N., Thomsen J.S., Beck-Nielsen H., Nepper-Rasmussen H.J., Mosekilde L. (1999b): Age- and gender-related differences in vertebral bone mass, density, and strength. *J. Bone Miner. Res.* 14: 1394–1403.
- Eckstein F., Lemberger B., Gratzke C., Hudelmaier M., Glaser C., Englmeier K.-H., Reiser M. (2005): In vivo cartilage deformation after different types of activity and its dependence on physical training status. *Ann. Rheum. Dis.* 64: 291–295.
- Eckstein F., Reiser M., Englmeier K.-H., Putz R. (2001): In vivo morphology and functional analysis of human articular cartilage with quantitative magnetic resonance imaging – from image to data, from data to theory. *Anat. Embryol. (Berl)* 203: 147–173.
- Eckstein F., Tieschky, M., Faber, S., Englmeier, K.-H. & Reiser, M. (1999): Functional analysis of articular cartilage deformation, recovery, and fluid flow following dynamic exercise in vivo. *Anat. Embryol. (Berl)*, 200, 419–424.
- Eckstein F., Winzheimer M., Westhoff J., Schnier M., Haubner M., Englmeier K.H., Reiser M., Putz R. (1998): Quantitative relationships of normal cartilage volumes of the human knee joint – assessment by magnetic resonance imaging. *Anat. Embryol. (Berl)* 197: 383–390.
- 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 30: 556–569.
- 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. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33: 1552–1566.
- Escamilla R.F. (2001): Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33: 127–141.
- Ewers B.J., Dvoracek-Driksna D., Orth M.W., Haut R.C. (2001): The extent of matrix damage and chondrocyte death in mechanically traumatized articular cartilage explants depends on rate of loading. *J. Orthop. Res.* 19: 779–784.
- Faber S.C., Eckstein F., Lukas S., Mühlbauer R., Hohe J., Englmeier K.H., Reiser M. (2001): Gender differences in knee joint cartilage thickness, volume and articular surface areas: assessment with quantitative three-dimensional MR imaging. *Skeletal Radiol.* 30: 144–150.
- Ferretti A., Ippolito E., Mariani P., Puddu G. (1983): Jumper’s knee. *Am. J. Sports Med.* 11: 58–62.
- Fitzgerald B., McLatchie G.R. (1980): Degenerative joint disease in weightlifters. Fact or fiction? *Brit. J. Sports Med.* 14: 97–101.
- Fleck S.J., Kraemer W.J. (2004): *Designing resistance training programs*, Human Kinetics, 3. Ed., Champaign (IL).
- Fromson M.I., Ratcliffe A., Gardner T.R., Mow V.C. (1997): Differences in patellofemoral joint cartilage material properties and their significance to the etiology of cartilage surface fibrillation. *Osteoarthritis Cartilage* 5: 377–386.
- Fry A.C., Aro T.A., Bauer J.A., Kraemer W.J. (1993): A comparison of methods for determining kinematic properties of three barbell squat exercises. *J. Human Mov. Studies* 24: 83–95.

- 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. *J. Appl. Sport Sci. Res.* 2: 24–26.
- Fry A.C., Smith J.C., Schilling B.K. (2003): Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *J. Strength Cond. Res.* 17: 629–633.
- Fukubayashi T., Kurosawa H. (1980): The contact area and pressure distribution pattern of the knee. *Acta Orthop. Scand.* 51: 871–879.
- Gilsanz V., Boechat M.I., Gilsanz R., Loro M.L., Roe T.F., Goodman W.G. (1994): Gender differences in vertebral sizes in adults: Biomechanical implications. *Radiology* 190: 678–682.
- Glitsch U., Lundershausen N., Knieps D., Johannknecht A., Ellegast R. (2009): Biomechanische Analyse der Kniegelenkbelastung bei Tätigkeiten im Hocken und Knien. In: 49. Wissenschaftliche Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e.V., DGAUM Verlag, Aachen, S. 391–394.
- Goldspink G., Harridge S. (2003): Cellular and molecular aspects of adaptation in skeletal muscle. In: *Strength and Power in Sport*, Komi P.V. (Ed.), 2. rev. Ed., Blackwell Science, Malden (USA), pp. 231–251.
- Gourgoulis V., Aggelousis N., Garas A., Mavromatis G. (2009): Unsuccessful vs. successful performance in snatch lifts: a kinematic approach. *J. Strength Cond. Res.* 23: 486–494.
- Granhed H., Morelli B. (1988): Low back pain among retired wrestlers and heavyweight lifters. *Am. J. Sports Med.* 16: 530–533.
- Gratzke Ch., Hudelmaier M., Hitzl W., Glaser Ch., Eckstein F. (2007): Knee cartilage morphologic characteristics and muscle status of professional weight lifters and sprinters: a magnetic resonance imaging study. *Am. J. Sports Med.* 35: 1346–1353.
- Grelsamer R.P., Weinstein C.H. (2001): Applied biomechanics of the patella. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 389: 9–14.
- Grzelak P., Podgorski M., Stefanczyk L., Krochmalski M., Domzalski M. (2012a): Hypertrophied cruciate ligament in high performance weightlifters observed in magnetic resonance imaging. *Int. Orthop.* 36: 1715–1719.
- Grzelak P., Polgaj M., Podgórski M., Majos A., Krochmalski M., Domzalski M. (2012b): Patellar ligament hypertrophy evaluated by magnetic resonance imaging in a group of professional weight-lifters. *Folia Morphol. (Warsz)* 71: 240–244.
- Hall A.C., Urban J.P.G., Gehl K.A. (1991): The effect of hydrostatic pressure on matrix synthesis in articular cartilage. *J. Orthop. Res.* 9: 1–10.
- Hamill B.P. (1994): Relative safety of weightlifting and weight training. *J. Strength Cond. Res.* 8: 53–57.
- Hansson T., Roos B., Nachemson A. (1980): The bone mineral content and ultimate compressive strength of lumbar vertebrae. *Spine* 5: 46–55.
- Hartmann H., Wirth K., Klusemann M., Dalic J., Matuschek C., Schmidtbleicher D. (2012): Influence of squatting depth on jumping performance. *J. Strength Cond. Res.* 26: 3243–3261.
- Hayashi K. (1996): Biomechanical studies of the remodeling of knee joint tendons and ligaments. *J. Biomech.* 29: 707–716.
- Henne H.J. (1990): Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 258: 73–85.
- Heinemeier K.M., Kjaer M. (2011): In vivo investigation on tendon responses to mechanical loading. *J. Musculoskelet. Neuronal Interact.* 22: 115–123.
- Herberhold C., Faber S., Stammberger T., Steinlechner M., Putz R., Englmeier K.H., Reiser M., Eckstein F. (1999): In situ measurement of articular cartilage deformation in intact femoropatellar joints under static loading. *J. Biomech.* 32: 1287–1295.
- Hille E., Schulitz K.-P. (1984): Kontaktflächenbestimmung des femoropatellaren Gelenkes unter Berücksichtigung der Chondromalazielokalisation. *Z. Orthop. Grenzgeb.* 122: 40–47.
- Hodge W.A., Carlson K.L., Fijan R.S., Burgess R.G., Riley P.O., Harris W.H., Mann R.W. (1989): Contact pressures from an instrumented hip endoprosthesis. *J. Bone Joint Surg.* 71-A: 1378–1386.
- Hoff J., Helgerud J. (2004): Endurance and strength training for soccer players. *Sports Med.* 34: 165–180.
- Hollidge M.M., Millward-Sadler S.J., Nuki G., Salter D.M. (2008): Mechanical regulation of proteoglycan synthesis in normal and osteoarthritic human articular chondrocytes – roles for $\alpha 5$ and $\alpha V\beta 5$ integrins. *Biorheology* 45: 275–288.
- Hsieh H.-H., Walker P.S. (1976): Stabilizing mechanisms of the loaded and unloaded knee joint. *J. Bone Joint Surg.* 58-A: 87–93.
- Huberti H.H., Hayes W.C. (1984): Patellofemoral contact pressures. The influence of Q-angle and tendofemoral contact. *J. Bone Joint Surg.* 66-A: 715–724.
- Ikenoue T., Trindade M.C.D., Lee M.S., Schurman D.J., Goodman S.B., Smith R.L. (2003): Mechanoregulation of human articular chondrocyte aggrecan and type II collagen expression by intermittent hydrostatic pressure in vitro. *J. Orthop. Res.* 21: 110–116.
- Isaac D.I., Meyer E.G., Haut R.C. (2008): Chondrocyte damage and contact pressures following impact on the rabbit tibiofemoral joint. *J. Biomech. Eng.* 130: 1–5.
- Ishihara H., McNally D.S., Urban J.P.G., Hall A.C. (1996): Effects of hydrostatic pressure on matrix synthesis in different regions of the intervertebral disk. *J. Appl. Physiol.* 80: 839–846.
- Jeffrey J.E., Aspden R.M. (2006): The biophysical effects of a single impact load on human and bovine articular cartilage. *J. Eng. Med.* 220: 677–686.
- Johnson D.P., Wakeley C.J., Watt I. (1996): Magnetic resonance imaging of patellar tendonitis. *J. Bone Joint Surg.* 78-B: 452–457.
- Joshi M.D., Suh J.-K., Marui T., Woo S.L.-Y. (1995): Interspecies variation of compressive biomechanical properties of the meniscus. *J. Biomed. Mater. Res.* 29: 823–828.
- Jurvelin J., Kiviranta I., Tammi M., Helminen H.J. (1986): Effect of physical exercise on indentation stiffness of articular cartilage in the canine knee. *Int. J. Sports Med.* 7: 106–110.
- Kääb M.J., Gwynn I.A.P., Nötzli H.P. (1998): Collagen fibre arrangement in the tibial plateau articular cartilage of man and other mammalian species. *J. Anat.* 193: 23–34.
- Kempson G.E., Muir H., Pollard C., Tuke M. (1973): The tensile properties of the cartilage of human femoral condyles related to the content of collagen and glycosaminoglycans. *Biochim. Biophys. Acta* 297: 456–472.
- Kempson G.E., Muir H., Swanson S.A.V., Freeman M.A.R. (1970): Correlations between stiffness and the chemical constituents of cartilage on the human femoral head. *Biochim. Biophys. Acta* 215: 70–77.
- Kettelkamp D.B., Jacobs A.W. (1972): Tibiofemoral contact area-determination and implications. *J. Bone Joint Surg.* 54-A: 349–356.
- Kisiday J.D., Vanderploeg E.J., McIlwraith C.W., Grodzinsky A.J., Frisbie D.D. (2010): Mechanical injury of explants from the articulating surface of the inner meniscus. *Arch. Biochem. Biophys.* 494: 138–144.
- Kiviranta I., Jurvelin J., Tammi M., Säämänen A.-M., Helminen H.J. (1987): Weight bearing controls glycosaminoglycan concentration and articular cartilage thickness in the knee joints of young beagle dogs. *Arthritis Rheum.* 30: 801–809.
- Kiviranta I., Tammi M., Jurvelin J., Säämänen A.-M., Helminen H.J. (1988): Moderate running exercise augments glycosaminoglycans and thickness of articular cartilage in the knee joint of young beagle dogs. *J. Orthop. Res.* 6: 188–195.
- Kongsgaard M., Aagaard P., Kjaer M., Magnusson S.P. (2005): Structural Achilles tendon properties in athletes subjected to different exercise modes and in Achilles tendon rupture patients. *J. Appl. Physiol.* 99: 1965–1971.
- Kongsgaard M., Reitelsheder S., Pedersen T.G., Holm L., Aagaard P., Kjaer M., Magnusson S.P. (2007): Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol.* 191: 111–121.
- Kongsgaard M., Qvortrup K., Larsen J., Aagaard P., Doessing S., Hansen P., Kjaer M., Magnusson S.P. (2010): Fibril morphology and tendon mechanical properties in patellar tendinopathy. *Am. J. Sports Med.* 38: 749–756.
- Krueger J.A., Thisse P., Ewers B.J., Dvoracek-Driksna D., Orth M.W., Haut R.C. (2003): The extent and distribution of cell death and matrix damage in impacted chondral explants varies with the presence of underlying bone. *J. Biomech. Eng.* 125: 114–119.
- Kubo K., Kanehisa H., Ito M., Fukunaga T. (2001): Effect of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J. Appl. Physiol.* 91: 26–32.
- 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 Rheum.* 38: 539–546.
- Kulund D.N., Dewey J.B., Brubaker C.E., Roberts J.R. (1978): Olympic weight-lifting injuries. *Phys. Sportsmed.* 6: 111–119.
- Kuo C.-S., Hu H.-T., Huang K.-Y., Zhong Z.-C., Hsieh M.-L. (2010): Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint and intradiscal pressure – a finite element study. *BMC Musculoskelet. Disord.* 11: 1–13.
- Kurz B., Jin M., Patwari P., Cheng D.M., Lark M.W., Grodzinsky A.J. (2001): Biosynthetic response and mechanical properties of articular cartilage after injurious compression. *J. Orthop. Res.* 19: 1140–1146.
- Lander J.E., Bates B.T., Devita P. (1986): Biomechanics of the squat exercise using a modified center of mass bar. *Med. Sci. Sports Exerc.* 18: 469–478.
- Lander J.E., Hundley J.R., Simonton, R.L. (1992): The effectiveness of weight-belts during multiple repetitions of the squat exercise. *Med. Sci. Sports Exerc.* 24: 603–609.
- Lavallee M.E., Balam T. (2010): An overview of strength training injuries: Acute and chronic. *Curr. Sports Med. Rep.* 9: 307–313.
- Levin A., Burton-Wurster N., Chen C.-T., Lust G. (2001): Intercellular signalling as a cause of cell death in cyclically impacted cartilage explants. *Osteoarthr. Cartilage* 9: 702–711.
- Levin A.S., Chen C.-T. C., Torzilli P.A. (2005): Effect of tissue maturity on cell viability in loadinjured articular cartilage explants. *Osteoarthritis Cartilage* 13: 488–496.

- List R., Gülay T., Stoop M., Lorenzetti S. (2013). Kinematics of the trunk and the lower extremities during restricted and unrestricted squats. *J. Strength Cond. Res.* 27: 1529–1538.
- Loening A.M., James I.E., Levenston M.E., Badger A.M., Frank E.H., Kurz B., Nuttall M.E., Hung H.-H., Blake S.M., Grodzinsky A.J., Lark M.W. (2000). Injurious mechanical compression of bovine articular cartilage induces chondrocyte apoptosis. *Arch. Biochem. Biophys.* 381: 205–212.
- Markolf K.L., Bargar W.L., Shoemaker S.C., Amstutz H.C. (1981). The role of joint load in knee stability. *J. Bone Joint Surg.* 63-A: 570–585.
- Matthews L.S., Sonstegard D.A., Henke J.A. (1977). Load bearing characteristics of the patello-femoral joint. *Acta Orthop. Scand.* 48: 511–516.
- Maquet P.G., Van de Berg A.J., Simonet J.C. (1975). Femorotibial weight-bearing areas. *J. Bone Joint Surg.* 57-A: 766–771.
- McGill S.M. (1997). The biomechanics of low back injury: implications on current practice in industry and the clinic. *J. Biomech.* 30: 465–475.
- McKean M.R., Dunn P.K., Burkett B.J. (2010a). Quantifying the movement and the influence of load in the back squat exercise. *J. Strength Cond. Res.* 24: 1671–1679.
- McKean M.R., Dunn P.K., Burkett B.J. (2010b). The lumbar and sacrum movement pattern during the back squat exercise. *J. Strength Cond. Res.* 24: 2731–2741.
- Meyers E.J. (1971). The effect of selected exercise variables on ligament stability of the knee. *Res. Q.* 42: 411–422.
- Milentijevic D., Helfet D.L., Torzilli P.A. (2003). Influence of stress magnitude on water loss and chondrocyte viability in impacted articular cartilage. *J. Biomech. Eng.* 125: 594–601.
- Milentijevic D., Rubel I.F., Liew A.S.L., Helfet D.L., Torzilli P.A. (2005). An in vivo rabbit model for cartilage trauma. *J. Orthop. Trauma* 19: 466–473.
- Milentijevic D., Torzilli P.A. (2005). Influence of stress rate on water loss, matrix deformation and chondrocyte viability in impacted articular cartilage. *J. Biomech.* 38: 493–502.
- Millward-Sadler S.J., Mackenzie A., Wright M.O., Lee H.-S., Elliott K., Gerrard L., Fiskerstrand C.E., Salter D.M., Quinn J.P. (2003). Tachykinin expression in cartilage and function in human chondrocyte mechanotransduction. *Arthritis Rheum.* 48: 146–156.
- Millward-Sadler S.J., Wright M.O., Davies L.W., Nuki G., Salter D.M. (2000). Mechanotransduction via integrins and interleukin-4 results in altered aggrecan and matrix metalloproteinase 3 gene expression in normal but not osteoarthritic, human articular chondrocytes. *Arthritis Rheum.* 43: 2091–2099.
- Milz S., Benjamin M., Putz R. (2005). Molecular parameters indicating adaptation to mechanical stress in fibrous connective tissue. In: *Advances in anatomy, embryology, and cell biology*, Beck F.F., Clascá F., Korf H.-W., Marani E., Sano Y., Zilles K. (eds.), Springer, Berlin, pp. 1–71.
- Morel V., Quinn T.M. (2004a). Cartilage injury by ramp compression near the gel diffusion rate. *J. Orthop. Res.* 22: 145–151.
- Morel V., Quinn T.M. (2004b). Short-term changes in cell and matrix damage following mechanical injury of articular cartilage explants and modeling of microphysical mediators. *Biorheology* 41: 509–519.
- Morscher E. (1978). Osteotomy of the patella in chondromalacia. Preliminary report. *Arch. Orthop. Trauma. Surg.* 92: 139–147.
- Nagura T., Matsumoto H., Kiriya Y., Chaudhari A., Andriacchi T.P. (2006). Tibiofemoral joint contact force in deep knee flexion and its consideration in knee osteoarthritis and joint replacement. *J. Appl. Biomech.* 22: 305–313.
- Neidlinger-Wilke C., Würtz K., Urban J.P.G., Börm W., Arand M., Ignatius A., Wilke H.-J., Claes L.E. (2006). Regulation of gene expression in intervertebral disc cells by low and high hydrostatic pressure. *Eur. Spine J.* 15 (Suppl. 3): S372–S378.
- Neumann P., Keller T., Ekström L., Hult E., Hansson T. (1993). Structural properties of the anterior longitudinal ligament. *Spine* 18: 637–645.
- Nisell R., Ekholm J. (1985). Patellar forces during knee extension. *Scand. J. Rehabil. Med.* 17: 63–74.
- Nisell R., Ekholm J. (1986). Joint load during the parallel squat in powerlifting and force analysis of in vivo bilateral quadriceps tendon rupture. *Scand. J. Sports Sci.* 8: 63–70.
- Nishimura J.F., Levenston M.E. (2012). Response of cartilage and meniscus tissue to in vitro compressive overload. *Osteoarthritis Cartilage* 20, 422–429.
- Noyes R.F., Grood E.S. (1976). The strength of the anterior cruciate ligament in humans and rhesus monkeys. *J. Bone Joint Surg.* 58-A: 1074–1082.
- Nuzzo J.L., McCauley G.O., Cormie P., Cavill M.J., McBride J.M. (2008). Trunk muscle activity during stability ball and free weight exercises. *J. Strength Cond. Res.* 22: 95–102.
- O'Connor K.M. (1997). Unweighting accelerates tidemark advancement in articular cartilage at the knee joint of rats. *J. Bone Miner. Res.* 12: 580–589.
- Orazizadeh M., Cartledge C., Wright M.O., Millward-Sadler S.J., Nieman J., Halliday B.P., Lee H.-S., Salter D.M. (2006). Mechanical responses and integrin associated protein expression by human ankle chondrocytes. *Biorheology* 43: 249–258.
- Otsuki S., Brinson D.C., Creighton L., Kinoshita M., Sah R.L., D'Lima D., Lotz M. (2008). The effect of glycosaminoglycan loss on chondrocyte viability. *Arthritis Rheum.* 58: 1076–1085.
- Owman H., Tiderius C.J., Neuman P., Nyquist F., Dahlberg L.E. (2008). Association between findings on delayed gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging of cartilage and future knee osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 58: 1727–1730.
- Palmoski M.J., Colyer R.A., Brandt K.D. (1980). Joint motion in the absence of normal loading does not maintain normal articular cartilage. *Arthritis Rheum.* 23: 325–334.
- Panariello R.A., Backus S.I., Parker J.W. (1994). The effect of the squat exercise on anterior-posterior knee translation in professional football players. *Am. J. Sports Med.* 22: 768–773.
- Parkkinen J.J., Ikonen J., Lammi M.J., Laakkonen J., Tammi M., Helminen H.J. (1993). Effects of cyclic hydrostatic pressure on proteoglycan synthesis in cultured chondrocytes and articular cartilage explants. *Arch. Biochem. Biophys.* 300: 458–465.
- Patwari P., Cheng D.M., Cole A.A., Huettner K.E., Grodzinsky A.J. (2007). Analysis of the relationship between peak stress and proteoglycan loss following injurious compression of human postmortem knee and ankle cartilage. *Biomech. Model Mechanobiol.* 6: 83–89.
- Paukkonen K., Helminen H.J., Tammi M., Jurvelin J., Kiviranta I., Säämänen A.-M. (1984). Quantitative morphological and biochemical investigations on the effects of physical exercise and immobilization on the articular cartilage of young rabbits. *Acta Biol. Hung.* 35: 293–304.
- Pernitsch H., Brunner F. (2011). Zur Kniebeuge. *Technik-Methodik-Medizin-Biomechanik-Praxis*. Zugriff am 07.09.2011 unter <http://www.spsport.at/download/Kniebeuge.pdf>
- Potvin J.R., Norman R.W., McGill S.M. (1991). Reduction in anterior shear forces on the L4/L5 disc by the lumbar musculature. *Clin. Biomech.* 6: 88–96.
- Puetzer J.L., Ballyns J.J., Bonassar L.J. (2012). The effect of the duration of mechanical stimulation and post-stimulation culture on the structure and properties of dynamically compressed tissue-engineered menisci. *Tissue Eng. Part A*. 18: 1365–1375.
- Quinn T.M., Allen R.G., Schalet B.J., Perumbuli P., Hunziker E.B. (2001). Matrix and cell injury due to sub-impact loading of adult bovine articular cartilage explants: effects of strain rate and peak stress. *J. Orthop. Res.* 19: 242–249.
- Race A., Amis A.A. (1994). The mechanical properties of the two bundles of the human posterior cruciate ligament. *J. Biomech.* 27: 13–24.
- Räty H.P., Battié M.C., Videman T., Sarna S. (1997). Lumbar mobility in former elite male weightlifters, soccer players, long-distance runners and shooters. *Clin. Biomech.* 12: 325–330.
- Reilly D.T., Martens M. (1972). Experimental analysis of the quadriceps force and patella-femoral joint reaction force for various activities. *Acta Orthop. Scand.* 43: 126–137.
- Repo U., Finlay J.B. (1977). Survival of articular cartilage after controlled impact. *J. Bone Joint Surg.* 59-A: 1068–1075.
- Richards D.P., Ajemian S.V., Wiley P., Zernicke R.F. (1996). Knee joint dynamics predict patellar tendinitis in elite volleyball players. *Am. J. Sports Med.* 24: 676–683.
- Rippetoe M., Kilgore L. (2007). *Starting Strength. Basic Barbell Training* (2. Aufl.), TX: The Aasgaard Company.
- Robbins J.R., Evanko S.P., Vogel K.G. (1997). Mechanical loading and TGF- β regulate proteoglycan synthesis in tendon. *Arch. Biochem. Biophys.* 342: 203–211.
- Roos E.M., Dahlberg L. (2005). Positive effects of moderate exercise on glycosaminoglycan content in knee cartilage: a four-month, randomized, controlled trial in patients at risk of osteoarthritis. *Arthritis Rheum.* 52: 3507–3514.
- Rundell S.A., Baars D.C., Phillips D.M., Haut R.C. (2005). The limitation of acute necrosis in retro-patellar cartilage after a severe blunt impact to the in vivo rabbit patello-femoral joint. *J. Orthop. Res.* 23: 1363–1369.
- Säämänen A.-M., Tammi M., Kiviranta I., Helminen H.J. (1988). Running exercise as a modulator of proteoglycan matrix in the articular cartilage of young rabbits. *Int. J. Sports Med.* 9: 127–132.
- Säämänen A.-M., Tammi M., Kiviranta I., Jurvelin J., Helminen H.J. (1989). Levels of chondroitin-6-sulfate and nonaggregating proteoglycans at articular cartilage contact sites in the knees of young dogs subjected to moderate running exercise. *Arthritis Rheum.* 32: 1282–1292.
- Sahli S., Rebai H., Elleuch M.H., Tabka Z., Poumarat G. (2008). Tibiofemoral joint kinetics during squatting with increasing external loads. *J. Sport Rehabil.* 17: 300–315.
- Schmid M.R., Hodler J., Cathrein P., Duewell S., Jacob H.A.C., Romero J. (2002). Is impingement the cause of Jumper's knee? *Am. J. Sports Med.* 30: 388–395.

- Schoenfeld B.J. (2010): Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *J. Strength Cond. Res.* 24: 3497–3506.
- Seynnes, O.R., de Boer, M., Narici, M.V. (2007): Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J. Appl. Physiol.* 102: 368–373.
- Seynnes O.R., Erskine R.M., Maganaris C.N., Longo S., Simoneau E.M., Grosset J.F., Narici M.V. (2009): Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy but not to strength gains. *J. Appl. Physiol.* 107: 523–530.
- Shimasaki A., Wright M.O., Elliot K., Salter D.M., Millward-Sadler S.J. (2006): Calcium/calmodulin-dependent protein kinase II in human articular chondrocytes. *Biorheology* 43: 223–233.
- Shin S.-J., Fermor B., Weinberg J.B., Pisetsky D.S., Guilak F. (2003): Regulation of matrix turnover in meniscal explants: role of mechanical stress, interleukin-1, and nitric oxide. *J. Appl. Physiol.* 95: 308–313.
- Shoemaker S.C., Markolf K.L. (1985): Effects of joint load on the stiffness and laxity of ligament deficient knees. *J. Bone Joint Surg.* 67-A: 136–146.
- Smith R.L., Carter D.R., Schurman D.J. (2004): Pressure and shear differentially alter human articular chondrocyte metabolism. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 427: S89–S95.
- Stäubli H.-U., Schatzmann L., Brunner P., Rincón L., Nolte L.-P. (1996): Quadriceps tendon and patellar ligament: cryosectional anatomy and structural properties in young adults. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* 4: 100–110.
- Steiner M.E., Grana W.A., Chillag K., Schelberg-Karnes E. (1986): The effect of exercise on anterior-posterior knee laxity. *Am. J. Sports Med.* 14: 24–29.
- Sui Y., Lee J.H., DiMicco M.A., Vanderploeg E.J., Blake S.M., Hung H.-H., Plaas A.H.K., James I.E., Song X.-Y., Lark M.W., Grodzinski A.J. (2009): Mechanical injury potentiates proteoglycan catabolism induced by Interleukin-6 with soluble interleukin-6 receptor and tumor necrosis factor α in immature bovine and adult human articular cartilage. *Arthritis Rheum.* 60: 2985–2996.
- Suzuki T., Toyoda T., Suzuki H., Hisamori N., Matsumoto H., Toyama Y. (2006): Hydrostatic pressure modulates mRNA expression for matrix proteins in human meniscal cells. *Biorheology* 43: 611–622.
- Sweigart M.A., Zhu C.F., Burt D.M., Deholl P.D., Agrawal C.M., Clanton T.O., Athanasiou K.A. (2004): Intraspecies and interspecies comparison of the compressive properties of the medial meniscus. *Ann. Biomed. Eng.* 32: 1569–1579.
- Szczodry M., Coyle C.H., Kramer S.J., Smolinski P., Chu C.R. (2009): Progressive chondrocyte death after impact injury indicates a need for chondroprotective therapy. *Am. J. Sports Med.* 37: 2318–2322.
- Thambyah A., Goh J.C.H., De S.D. (2005): Contact stresses in the knee joint in deep flexion. *Med. Eng. Phys.* 27: 329–335.
- Tiderius C.J., Svensson J., Leander P., Ola T., Dahlberg L. (2004): Delayed gadolinium-enhanced MRI of cartilage indicates adaptive capacity of human knee cartilage. *Magn. Reson. Med.* 51: 286–290.
- Tittel K. (1994): Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen, (12., völlig überarb. Aufl.), Jena: Urban & Fischer.
- Torzilli P.A., Grigiene R., Borrelli J., Helfet D.L. (1999): Effect of impact load on articular cartilage: Cell metabolism and viability, and matrix water content. *J. Biomech. Eng.* 121: 433–441.
- 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. *Clin. Biomech.* 15: 176–187.
- Trafimow J.H., Schipplein O.D., Novak G.J., Andersson G.P. (1993): The effects of quadriceps fatigue on the technique in lifting. *Spine* 18: 364–367.
- Upton M.L., Chen J., Guilak F., Setton L.A. (2003): Differential effects of static and dynamic compression on meniscal cell gene expression. *J. Orthop. Res.* 21: 963–969.
- Urquhart D.M., Tobing J.F., Hanna F.S., Berry P., Wluka A.E., Ding C.D., Cicuttini F.M. (2011): What is the effect of physical activity on the knee joint? A systematic review. *Med. Sci. Sports Exerc.* 43: 432–442.
- Vailas A.C., Zernicke R.F., Matsuda J., Curwin S., Durivage J. (1986): Adaptation of rat knee meniscus to prolonged exercise. *J. Appl. Physiol.* 60: 1031–1034.
- Van Ginckel A., Baelde N., Almqvist K.F., Roosen P., McNair P., Witvrouw E. (2010): Functional adaptation of knee cartilage in asymptomatic female novice runners compared to sedentary controls. *Osteoarthritis Cartilage* 18: 1564–1569.
- Wallace D.A., Salem G.J., Salinas R., Powers C.M. (2002): Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32: 141–148.
- Walsh J.C., Quinlan J.F., Stapleton R., FitzPatrick D.P., McCormack D. (2007): Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during “free squat” weight lift training. *Am. J. Sports Med.* 35: 927–932.
- 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. *Am. J. Sports Med.* 24: 518–527.
- Wilke H.J., Neef P., Caimi M., Hoogland T., Claes, E. (1999): New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine* 24: 755–762.
- Wilson G.J. (1998): Strength and power in sport. In: Applied anatomy and biomechanics in sport, Bloomfield J., Ackland T.R., Elliott B.C. (eds.), 3. Ed., Blackwell, Berlin, pp. 110–208.
- Wirth K., Zawieja M. (2008a): Erfahrungen aus dem Gewichtheben für das leistungssportliche Krafttraining. Teil 1: Bedeutung der Wettkampf- und Trainingsübungen des Gewichthebens für die Entwicklung der Schnellkraft. *Leistungssport* 5: 10–13.
- Wirth K., Zawieja M. (2008b): Erfahrungen aus dem Gewichtheben für das leistungssportliche Krafttraining. Teil 2: Unterschiede in der Periodisierung und Gestaltung des Krafttrainings im Gewichtheben und anderen Sportarten mit hohen Anforderungen an die Schnellkraft. *Leistungssport* 6: 50–54.
- 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. *Am. J. Sports Med.* 19: 217–225.
- Woo S.L.-Y., Ritter M.A., Amiel D., Sanders T.M., Gomez M.A., Kuei S.C., Garfin S.R., Akeson W.H. (1980): The biomechanical and biochemical properties of swine tendons – long term effects of exercise on the digital extensors. *Connect. Tissue Res.* 7: 177–183.
- Wretenberg P., Feng Y., Arborelius U.P. (1996): High- and low-bar squatting techniques during weight-training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 28: 218–224.
- Wretenberg P., Feng Y., Lindberg F., Arborelius U.P. (1993): Joint moments of force and quadriceps muscle activity during squatting exercise. *Scand. J. Med. Sci. Sports* 3: 244–250.
- Wuertz K., Godburn K., MacLean J.J., Barbir A., Donnelly J.S., Roughley P.J., Alini M., Iatridis J.C. (2009): In vivo remodeling of intervertebral discs in response to short- and long-term dynamic compression. *J. Orthop. Res.* 29: 1235–1242.
- Yack H.J., Riley L.M., Whieldon T.R. (1994): Anterior tibial translation during progressive loading of the ACL-deficient knee during weight-bearing and nonweight-bearing isometric exercise. *J. Orthop. Phys. Ther.* 20: 247–253.
- Yang G., Crawford R.C., Wang J. H.-C. (2004): Proliferation and collagen production of human patellar tendon fibroblasts in response to cyclic uniaxial stretching in serum-free conditions. *J. Biomech.* 37: 1543–1550.
- Yao J., Lancianese S.L., Hovinga K.R., Lee, J., Lerner, A.L. (2008): Magnetic resonance image analysis of meniscal translation and tibio-meniscus-femoral contact in deep knee flexion. *J. Orthop. Res.* 26: 673–684.
- Zatsiorsky, V.M. (2000): Krafttraining, Praxis und Wissenschaft, 2. überarb. Aufl., Meyer & Meyer, Aachen.
- Zelle J., Barink M., De Waal Malefijt M., Verdonschot N. (2009): Thigh-calf contact: Does it affect the loading of the knee in the high-flexion range? *J. Biomech.* 42: 587–593.
- Zernicke R.F., Garhammer J., Jobe F.W. (1977): Human patellar-tendon rupture. *J. Bone Joint Surg.* 59-A: 179–183.
- Zielinska B., Kilian M., Kadmiel M., Nelsen M., Haut Donahue T.L. (2009): Meniscal tissue explants response depends on level of dynamic compressive strain. *Osteoarthritis Cartilage* 17: 754–760.