Biomechanische Analyse der Kniegelenkbelastung bei Tätigkeiten im Hocken und Knien

Ulrich Glitsch, Nicole Lundershausen, Dorothee Knieps, Alexander Johannknecht, Rolf Ellegast

Referat Arbeitswissenschaft, Ergonomie, Fachbereich 4 Arbeitsgestaltung – Physikalische Einwirkungen, Berufsgenossenschaftliches Institut für Arbeitsschutz – BGIA, Sankt Augustin

Ziel:

In der wissenschaftlichen Begründung zur vorgeschlagenen Berufskrankheit Gonarthrose [1] werden Tätigkeiten im Hocken und Knien oder vergleichbarer Kniebelastung als Verursacher der Gonarthrose genannt. Der dort beschriebene Pathomechanismus stellt als Auslöser die erhöhte Druckkraft auf den Gelenkknorpel beim Hocken oder Knien heraus. Allerdings liegen aussagekräftige Studien zur mechanischen Belastung des Kniegelenks in genau diesen Haltungen bislang nicht vor.
Da insbesondere geeignete biomechanische Modelle fehlen, die den möglichen Weichteilkontakt zwischen Ober- und Unterschenkelrückseite und eine Mehrpunktabstützung des Beines auf dem Untergrund berücksichtigen, war ein erstes Ziel dieser Studie die Entwicklung eines solchen Modells. Anschließend sollten damit einerseits verschiedene statische Haltungen im Hocken und Knien und andererseits damit verbundene berufspezifische Tätigkeiten analysiert werden.

Methoden:

Das biomechanische Modell der unteren Extremität wurde auf Grundlage bestehender Kniegelenkmodelle aus der Literatur [2 - 4] für den speziellen Anwendungszweck erweitert (Abbildung 1). Insbesondere waren hier die speziellen anatomischen Gegebenheiten bei großen Kniebeugewinkeln (> 120°) zu berücksichtigen. Dies betrifft die beugungsabhängige Wanderung der Gelenkdrehachse [5], die Zugrichtungsänderungen von Patellar- und Quadrizepssehne sowie die Veränderung des Hebelmechanismus der Patella [6, 7]. Die Mehrpunktabstützung des Beines – z. B. beim Knien – wurde bei der Modellrechnung berücksichtigt und durch den Einsatz zweier Kraftmessplatten (Kistler, Winterthur, Schweiz) erfasst. Der für die inneren Muskel-Skelettbelastungen wichtige Aspekt des Weichteilkontakts zwischen Ober- und Unterschenkelrückseite bei großen Beugewinkeln [8, 9] wurde mit einem Druckmesspad (Paromed, Neubeuern) an der Oberschenkelrückseite gemessen. Die Berechnung der tibiofemoralen und der patellofemoralen Gelenkkräfte erfolgte im Sinne der inversen Dynamik für die Sagittalebene des Beines, die für die zu untersuchenden Haltungen die Hauptbelastungsebene darstellt. Zur dreidimensionalen Rekonstruktion der Beinhaltung wurde das Bewegungsmesssystem VICON (Vicon Motion Systems, Oxford, England) mit 12 Kameras eingesetzt, das zugleich auch alle anderen Messgrößen synchron

aufzeichnete. Zu Kontrollzwecken wurden die Elektomyogramme (EMG) des M. quadrizeps femoris und des M semimembranosis bzw. M. bizeps femoris abgeleitet.

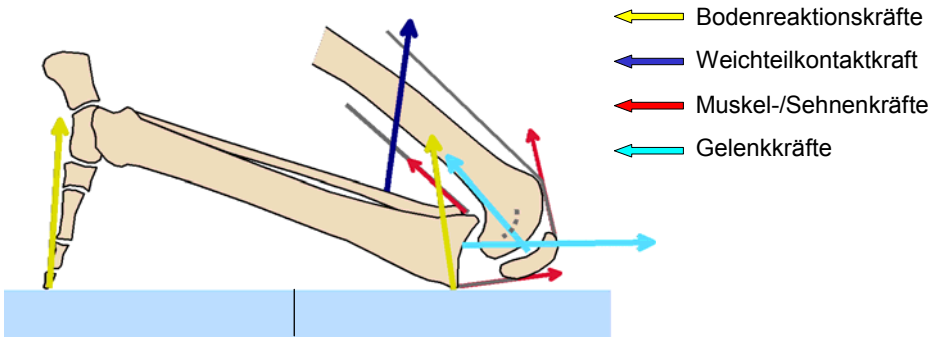

Abbildung 1: Schematische Darstellung des biomechanischen Modells zur Bestimmung der Kniegelenkkräfte beim Hocken und Knien

In einer ersten Messreihe wurden drei männliche Probanden (Alter: 26 – 36 J.) ohne Kniebeschwerden beim Einnehmen und Verweilen in den Haltungen Hocke, beidbeiniges Knien (ohne Oberkörperabstützung) und Fersensitz sowie beim Stehen und Gehen analysiert. In der zweiten Messreihe wurden je fünf erfahrene Fliesenleger (Alter: 21 – 56 J.) und Heizungsinstallateure (Alter: 28 – 52 J.) sowohl in den zuvor genannten Haltungen wie auch beim Fliesenlegen (Verlegen von 12 Fliesen) bzw. bei der Heizkörpermontage (dreimalige Heizkörpermontage) analysiert.

Ergebnisse:

Die ermittelten tibiofemoralen Gelenkkräfte lagen bei den statischen Haltungen im Hocken und Knien aller 13 Probanden im Mittel gleichermaßen bei rund 50 ± 15 %BW (%body weight) (Abbildung 2). Auch bei den beruflichen Tätigkeiten des Fliesenlegens und der Heizkörpermontage lagen die Gelenkkräfte auf dem gleichen Niveau. Demgegenüber waren die Gelenkkräfte im Verlauf des Hinkniens bzw. des Aufstehens wesentlich höher und erreichten rund 250 ± 60 %BW. Die gemessenen Weichteilkontaktkräfte zwischen Ober- und Unterschenkel betrugen beim Hocken und Fersensitz durchschnittlich etwa 80 ± 15 % der Bodenreaktionskraft des Beines, was eine wesentliche Entlastung des Kniegelenks zur Folge hat und die relativ niedrigen Gelenkkräfte erklärt. Die EMG-Aufzeichnungen bestätigten die vom Modell vorhergesagte geringe Muskelaktivität der Kniestreck- und –beugemuskulatur. Unterstützt wird dieser Befund durch die 10-minütigen Dauertests im Hocken, Knien und Fersensitz, die alle drei Probanden erfolgreich absolvierten, ohne dabei über besondere

Belastungsempfindungen im Kniegelenk zu berichten. Beim Stehen und Gehen betrugen die tibiofemoralen Gelenkkräfte am belasteten Bein im Mittel etwa 150 ± 70 %BW.

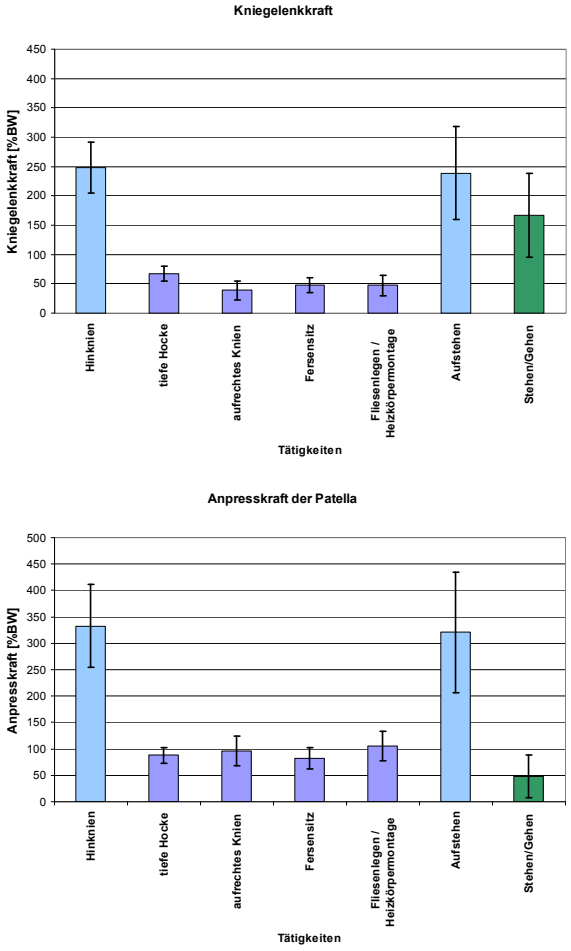

Abbildung 2: Kniegelenk- und Patella-Anpresskräfte bei verschiedenen Haltungen und beruflichen Tätigkeiten

Ein ähnliches Gesamtbild zeigte auch die Anpresskraft der Patella – die Druckkräfte lagen beim Hocken und Knien gleichermaßen bei rund 100 ± 20 %BW. Beim Hinknien und Aufstehen erreichten sie dagegen über 300 ± 100 %BW. Aufgrund der weitgehend gestreckten Beine beim Stehen und Gehen lagen die Anpresskräfte dort bei nur rund 50 ± 40 %BW.

Schlussfolgerung:

Die gefundenen Ergebnisse können die in der wissenschaftlichen Begründung angeführten erhöhten Druckkräfte bei Tätigkeiten im Hocken und Knien nicht bestätigen. Eine differenzierte Bewertung der Kniegelenkkräfte beim Hocken und Knien erscheint nach dem jetzigen Kenntnisstand nicht erforderlich – allenfalls sind noch niedrigere Gelenkkräfte beim Knien mit abgestütztem Oberkörper anzusetzen. Die gegenüber dem Stehen und Gehen leicht erhöhten patellofemoralen Anpresskräfte könnten als

schwacher Hinweis für eine erhöhte Prävalenz einer Retropatellararthose gesehen werden. Allerdings liegen die Druckkräfte noch im Rahmen typischer Belastungen des alltäglichen Lebens wie Treppensteigen, Heben oder Kniebeugen – bei freizeitsportlichen Aktivitäten muss mit weit höheren Anpresskräften gerechnet werden. Insofern scheint eine Schädigung des Kniegelenkknorpels beim Hocken und Knien allein durch die Höhe der hier ermittelten Gelenkkräfte unwahrscheinlich. Eventuell könnten das dauerhafte Hocken und Knien im Sinne einer Zwangshaltung punktuell einen Versorgungsengpass des Knorpelgewebes bedingen, wobei hierzu konkretere Hinweise bislang fehlen. Möglicherweise entstehen kleinste Verletzungen des Knorpels bei einer Ungeschicklichkeit beim Hinknien oder Aufstehen, die sich im Laufe der Zeit verschlimmern. Kleinere Knorpelschäden können auch bei Freizeitaktivitäten entstanden sein, die unentdeckt blieben und sich später im Berufsleben ausweiten.

Nach dem jetzigen Kenntnisstand ist es sehr problematisch, geeignete Präventionsempfehlungen abzugeben, da unklar ist, ob die Zeitdauer des Hockens und Kniens oder das häufigere Aufstehen und Hinknien das größere Risiko für die Entwicklung einer Gonarthrose darstellen.

Literatur:

[1] Bundesministerium für Gesundheit und Soziale Sicherung. Wissenschaftliche Begründung für eine Berufskrankheit „Gonarthrose durch eine Tätigkeit im Knien oder vergleichbarer Kniebelastung mit einer kumulativen Einwirkungsdauer während des Arbeitslebens von mindestens 13.000 Stunden und Mindesteinwirkungsdauer von insgesamt 1 Stunde pro Schicht“. Bundesarbeitsblatt 2005; (10): 46-54.
[2] Maquet PGJ. Biomechanics of the knee. Heidelberg: Springer-Verlag; 1976.
[3] Crowninshield R, Pope MH, Johnson RJ. An analytical model of the knee. J Biomech. 1976; 9: 397-405.
[4] Dahlkvist NJ, Mayyo P, Seedhom BB. Forces during squatting and rising from deep squat. Eng Med. 1982; 11: 69-76.
[5] Menschik A. Biometrie Das Konstruktionsprinzip des Kniegelenks, des Hüftgelenks, der Beinlänge und der Körpergröße. Berlin: Springer Verlag; 1987.
[6] Van Eijden T, Kouwenhoven E, Verburg J, Weijs W. A mathematical model of the patellofemoral joint. J Biomech. 1986; 19: 219-29.
[7] Hehne H. Biomechanics of the patellofemoral joint and its clinical relevance. Cinical orthopaedics and related research. 1990; 258: 73-85.
[8] Caruntu DI, Hefzy MS, Goel VK, Goitz HT, Dennis MJ, Agrawal V. Modeling the knee in deep flexion: "thigh and calf" contact. Proceedings of the Summer Bioengineering Conference; 2003 June 25-29; Key Biscayne, Florida; 2003.
[9] Zelle J, Barink M, Loeffen R, Malefijt MDW, Verdonschot N. Thigh-calf contact force measurements in deep knee flexion. Clin Biomech. 2007; 22: 821-6.