

Ist das Treppengehen ein phlebologisches Gesundheitsprogramm oder induziert es Gelenkschäden?

M. Holtzmann, K. Leben

Privatärztliche Ambulanz für Venenheilkunde, Stuttgart



Michael Holtzmann

Zusammenfassung

Von allen Seiten, auch von Phlebologen, werden die gesundheitsförderlichen Aspekte des Treppensteigens hervorgehoben. Ist aber nicht das klassische Frühsymptom der Gonarthrose der Schmerz beim Treppengehen? Entwicklungsgeschichtlich ist das Knie seit 1,9 Millionen Jahren den Hauptbelastungsformen Stehen, Gehen und Rennen ausgesetzt und dafür kinetisch und kinematisch optimal angepasst. Allerdings brach in jüngster Zeit eine neue Belastungsform über das menschliche Knie herein: die Treppe in Form von Treppenhäusern.

Wir führten eine Bewegungswinkel-Analyse des Kniegelenks beim Auf- und Absteigen einer Treppe durch. Die gemessenen Beugewinkel verknüpft mit den wissenschaftlichen Informationen aus der internationalen Literatur erhärten die These, Treppengehen schädige das Kniegelenk. Denn das seit Urzeiten für das Kniegelenk geltende gewebeschonende biologische Prinzip, breitbasiges stabiles Rollen in der Belastungsphase und kleinbasiges flexibles Gleiten in der Schwungphase, wird im Treppenhaus gebrochen. Beim Treppengehen, besonders mit Traglasten, wird eine Spitzenbelastung in einem Bewegungsmuster ausgeführt, das biologisch hauptsächlich für die lastfreie Schwungphase vorgesehen ist.

In der Abwägung zwischen den venenheilkundlichen Vorteilen des Treppengehens und den hier offengelegten orthopädischen Nachteilen entscheiden wir uns zu dem (phlebologischen) Rat, die Treppe zu meiden oder eine Treppenspringtechnik, das Stairs Hopping, als Venentraining anzuwenden. Hierbei treffen die tibiofemorale und die patellofemorale Kompressionsdruckkräfte auf evolutionär dafür ausgelegte belastungsresistente Knorpelbereiche des Kniegelenkes.

Schlüsselwörter: Treppengehen, Gonarthrose, Evolutionsmedizin, Kniegelenk-Beugewinkel, tibiofemorale Druck, patellofemorale Druck, Stairs Hopping

Einleitung, Problem und Zielstellung

In unserer phlebologischen Ambulanz spielt das Thema Treppengehen eine große Rolle. Mehrmals pro Tag schildern Patienten strahlend, dass sie die vier Stockwerke in unsere Ambulanzräume gerade eben zu Fuß gemeistert und bewusst nicht den Aufzug benutzt haben. Auf unsere Vorschläge, das Laufen oder Gehen als regelmäßigen Bestandteil in das Leben einzubauen, wird stolz berichtet, dass im Büro und sonst bei jeder Gelegenheit Treppen freiwillig und mehrfach hintereinander gegangen werden, um etwas Gutes für das Venensystem zu tun. Die Patienten folgen dabei den

gut gemeinten Ratschlägen zum Thema Gesundheit, Fitness und Gewichtsreduktion (45) aus den Medien (6) oder den belehrenden Aufforderungen der Ärzteschaft (37).

Meine klinische Lehrerin Dr. Freya Haid-Fischer vertrat jedoch intuitiv und energisch die Ansicht, Treppengehen sei schädlich für das Kniegelenk.

Betrachtet man die Entwicklungsgeschichte der sicherlich segensreichen menschlichen Erfindung Treppenstufe, so lassen sich erste Funde von Baumstämmen mit stufenartigen Einkerbungen, sogenannte Steigbäume, ab dem Neolithikum vor ungefähr 12.000 Jahren nachweisen

(11). Allerdings erst in der Gründerzeit im 19. Jahrhundert entstanden Mietskasernen mit Mehretagen-Treppenhäusern (41), die die Bevölkerung dann massiv mit dem Treppengehen konfrontierten.

Die Erforschung der Bewegungsmechanik des Knies lässt sich bis ins Jahr 1836 (44) zurückverfolgen. Aktuell besteht weltweit Einigkeit, dass breitbasiges stabiles Rollen unter Belastung und kleinbasiges, winkelvergrößerndes Gleiten in der Schwungphase (3, 5, 20, 21, 24, 25) das gewebeprotective Prinzip des Knies beim Stehen, Gehen und Laufen ist und damit den seit Urzeiten herrschenden Hauptbelastungsanforderungen optimal gerecht wird (18). Das Treppenhaus

konfrontiert allerdings das Kniegelenk plötzlich (entwicklungsgeschichtlich) mit einer veränderten Belastungssituation.

In dieser Arbeit versuchten wir die These meiner phlebologischen Lehrerin, die Treppe sei gelenkschädigend und deshalb nicht als venenheilkundliches Gesundheitstraining zu gebrauchen, im Sinne der evidenzbasierten Medizin zu erhärten.

Material und Methoden

Wir zeichneten Slow-Motion-Bewegungsstudien beim Treppenauf- und -absteigen auf. Die Probanden begingen eine deutsche Normtreppe (DIN 18065) mit einer Stufentiefe von 29 cm und einer Stufenhöhe von 16 cm. Dabei trugen sie Sportschuhe mit einer Sprengung (Höhendifferenz zwischen Vorfuß und Ferse) von 11 mm. Die Sohlendicke im Vorfußbereich betrug 1,5 cm. Die gemessenen Beugewinkel wurden auf ein Kniemodell übertragen.

Da die maximalen Flexionswinkel körpergrößenabhängig sind, wurden die Messwerte zweier Probanden mit der in Deutschland im Jahr 2014 ermittelten Mediagröße von 1,73 m ausgewertet. Zur Berechnung des Verhältnisses von Beugewinkel und Körpergröße durchlief zusätzlich ein 1,25 m großes Kind die Messreihe.

Die Abhängigkeit der Beugewinkel von der Treppenstufenhöhe wurde anhand von Stufen, deren Höhe in 1 cm Abständen variiert werden konnten, ermittelt. Die Literaturrecherche wurde mit PubMed und Research Gate durchgeführt.

Ergebnisse

Ein 1,73 m großer Proband setzt beim Hinaufgehen (Abb. 1) einer standardisierten Wohnhaustreppenstufe von 16 cm Höhe das führende Bein mit einer Beugung von 60° auf der höheren Treppenstufe auf. Der Oberkörper wird nach frontal verlagert, wodurch sich der Beugewinkel im führenden Kniegelenk auf 65° erhöht (Abb. 1a). Dies entspricht dem sogenannten Hineingehen in die Treppe. Der Schwerpunkt des Körpergewichts wird nach frontal über das gebeugte Knie verschoben. Der

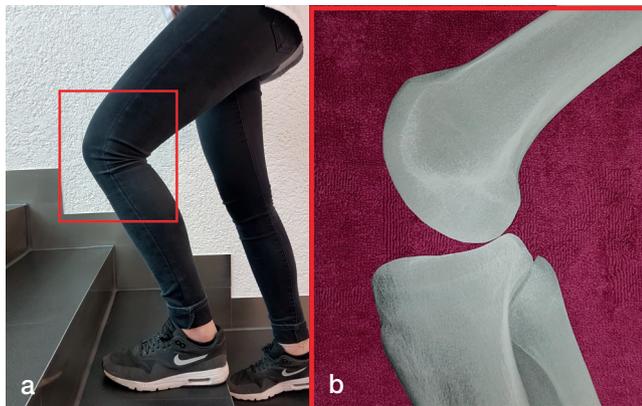


Abb. 1: Einleitung der Hochstembewegung beim Treppe Hinaufgehen: Der stark gekrümmte Femurkondylenanteil gleitet mit seiner kleinen Auflagefläche (b) in einer 65°- bis 40°-Streckung auf dem Tibiaplateau auf der Stelle wie ein „durchdrehender Reifen“. Die Kombination aus Gleiten auf der Stelle und hohem Kontaktdruck mit kleiner Kontaktfläche maximiert den abrasiven Stress für das Tibiaplateau und die Meniskushinterhörner.

Testen Sie Ihr Wissen!

Die Antworten finden Sie in den Beiträgen dieses Heftes.

1. Wie heißt ein neues Konzept für die Lokalthherapie chronischer Wunden?

- (V) M.O.I.S.T.
- (R) T.I.M.E.S.
- (Z) F.E.U.C.H.T.
- (W) M.E.U.S.T.

2. Was dient nicht zur Klassifizierung der chronischen venösen Insuffizienz?

- (I) VEINES-QoL-Score
- (B) CEAP-Klassifikation
- (E) Smiley-Skala
- (Y) VCSS-Score

3. Welche Ursache führt nicht zu einer akuten oder chronischen venösen Ausflussobstruktion?

- (S) tiefe Venenthrombose mit post-thrombotischen Veränderungen
- (M) Atresie der Vena cava inferior
- (N) Lipödem
- (O) May-Thurner-Syndrom

4. Was gehört zu den absoluten Kontraindikationen der intermittierenden pneumatischen Kompression?

- (T) dekompensierte Herzinsuffizienz
- (E) Alle Antworten sind richtig.
- (V) Kompartmentsyndrom
- (D) akutes Erysipel, akute Phlegmone

Beantworten Sie die vier Quiz-Fragen; aus den Buchstaben vor der jeweils richtigen Antwort ergibt sich das Lösungswort. Senden Sie dieses bis zum 08.11.2019 an

WPV. Wirtschafts- und Praxisverlag GmbH
Stichwort „Quiz vasomed 5/2019“
Belfortstraße 9, 50669 Köln
oder Fax: 0221-983301-05
oder E-Mail: info@wpv.de

Gewinnen Sie eines von drei Exemplaren des Buches **Blickdiagnosen Innere Medizin - Vom visuellen Leitsymptom zur Diagnose**, von G. Gruber, A. Hansch, 162 Seiten, mit Zugang zu innere-medizinwelt.de, 2019 Urban & Fischer im Elsevier-Verlag, ISBN 978-3-437-24025-6, Preis 35 €



Die Gewinner werden vom Verlag benachrichtigt. Den Rechtshinweis finden Sie im Impressum unter Gewinnspiel.

Das Lösungswort des vasomedQuiz 4/2019 hieß „Wunde“.

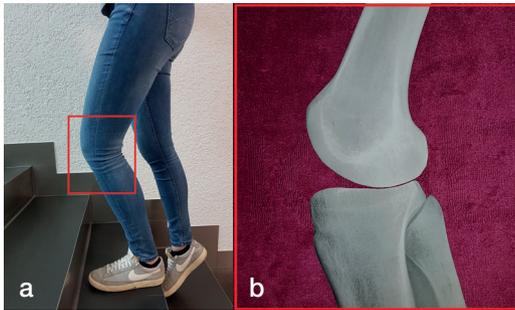


Abb. 2: Mit zunehmender Streckung (40° bis 0°) setzt der physiologisch auf Last ausgelegte schonende Rollvorgang ein. „Der Schaukelstuhl rollt“ auf dem Tibiaplateau nach vorne. Der Kompressionsdruck wird über eine große Aufstandsfläche (b) mit großem Krümmungsradius bei wandernden tibiofemorale Kontaktflächen Verschleiß minimierend aufgefangen.

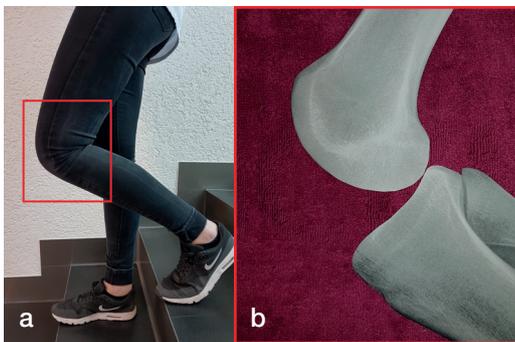


Abb. 3: Der höhere Beugewinkel (85°) des lasttragenden Beines (a) beim Herabgehen einer Treppe und die verringerte Gelenkkontaktfläche (b) erhöhen den axialen Kompressionsdruck der laut Literatur senkrecht auf den Tibiaknorpel wirkt (9,15). Das Knorpel-Stressniveau steigt gegenüber dem Hinaufgehen einer Treppe weiter an.

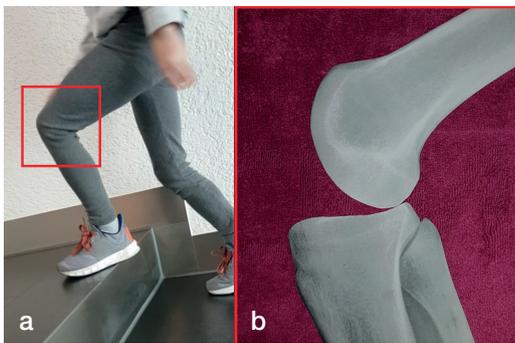


Abb. 4: Je geringer die Körpergröße, desto höher werden die Beugewinkel und desto ungünstiger entwickelt sich der Kompressionsdruck. Ein 1,25 m großes Kind muss das belastete Kniegelenk beim Hinaufgehen auf 85° beugen.

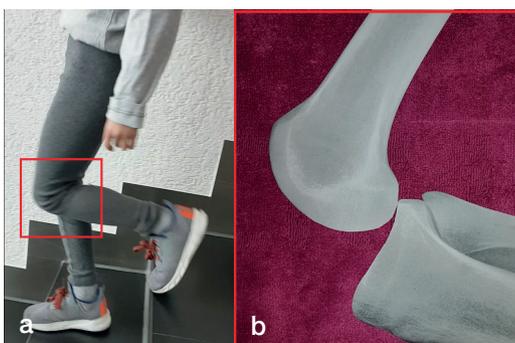


Abb. 5: Beim Treppe Hinabgehen werden im dorsal geführten Knie des Kindes (1,25 m) während des Lastabsenkens Flexionswinkel von 105° gemessen.

M. quadriceps femoris stemmt in der folgenden Kniestreckung von 65° bis 0° den Körper auf das Niveau der nächsten Stufe.

Am Modell (Abb. 1b) wird ersichtlich, wie bei der Streckung von 65° bis 40° eine mechanisch kritische Belastungssituation

an den tibiofemorale Kontaktflächen hervorgerufen wird. Der Schwungbereich des Gehzyklus wird in der Treppe wiederkehrend unphysiologisch belastet.

Beim Treppe Hinabgehen (Abb. 3 und 5) beugt sich das dorsale Knie von 0° bis

85° unter Maximallast. Dann erfolgt der Lastwechsel auf das ventrale, gestreckte, kontralaterale Bein. Das dorsale Knie wird lastfrei weiter gebeugt, um nachgezogen werden zu können.

Aus diesen regelhaften Zusammenhängen zwischen Beugewinkel, Körpergröße, Stufenhöhe und Gelenkbelastung lässt sich errechnen, dass eine theoretische Zunahme der Körpergröße um 2,4 cm den maximalen Beugewinkel des belasteten Knies um 1° verkleinert, treppauf sowie treppab. Ab einer Körpergröße von 2,33 m kommt das treppauf gehende Knie in den belastungsresistenten <40°-Bereich. Treppabwärts wäre eine theoretische Körpergröße von 2,81 m nötig, um die Treppe nur im belastungsresistenten Beugebereich gehen zu können.

Unsere Stufenhöhenreduktions-Messreihe zeigte, dass eine Verminderung der Stufenhöhe um 1 cm eine Verkleinerung des Beugewinkels im Kniegelenk um 2° bewirkt. Dies gilt für beide Treppengerichtungen. Die stressresistente <40°-Beugung würde theoretisch ab einer Stufenhöhe von 3,5 cm beim Treppe Hinaufsteigen erreicht werden.

Das Verlassen des vulnerablen Beugebereichs (>40°) ist beim Treppe Hinabgehen über eine Reduktion der Stufenhöhe nicht möglich. Der Beugewinkel des lasttragenden dorsal geführten Beines bleibt immer oberhalb von 40° (Abb. 3, Abb. 5). Jedoch nimmt der femorotibiale Kompressionsstress mit jedem Grad Beugeminderung ab.

Grundsätzlich induziert jedes Gefälle einen Kompressionsstress (Downhill Stress) im empfindlichen Gleitsegment der Kniegelenkbeugung wie auch Kuster et al. 1997 zeigten (14). Bergablaufen ist immer Kniegelenk belastender als Bergauflaufen, da hier die zwangsweise höheren Beugewinkel (immer >40°!) Kompressionsstress induzieren.

Diskussion

Nach Schellenberg et al. 2018 (33), Bersini et al. 2016 (2), Steele et al. 2012 (34), Nagura et al. 2006 (26), Perry et al. 1975 (30) besteht eine lineare Abhängigkeit zwischen Beugewinkelvergrößerung und Anstieg der axialen tibiofemorale Kontaktkräfte. Steele et al. 2012 (34) geben eine

sogar quadratisch ansteigende Beziehung an. Über die absoluten Kraftgrößen liegen uneinheitliche Forschungsergebnisse vor. Unstrittig ist aber, dass mit zunehmender Tiefe der Kniebeuge die axiale Kompressionskraft zunimmt (1, 35).

Kettelkamp et al. 1972 (13), Marquet et al. 1975 (20), Fukubayashi et al. 1980 (7), Nakagawa et al. 2000 (27), Li et al. 2004 (17) und Thamyah et al. 2005 (38) belegen, dass sich die Kontaktflächen mit zunehmenden Beugewinkeln $>30^\circ$ kontinuierlich verkleinern.

Mündermann et al. 2008 (24), Heinlein et al. 2009 (9), Kutzner et al. 2010 (15), Bergmann et al. 2014 (1), Ledet et al. 2018 (16) und Taylor et al. 2018 (36) weisen nach, dass beim Treppen Hinuntergehen die höchsten durchschnittlichen axialen Kompressionskräfte auftreten. Wie Abbildung 3 und 5 zeigen, liegt das daran, dass beim Treppen Hinabgehen die Knie stärker gebeugt werden müssen als beim Treppen Hinaufgehen.

Heinlein et al. 2009 (9) und Kutzner et al. 2010 (15) zeigten, dass die resultierende Kraft auch bei stärkerer Flexion senkrecht auf das Tibiaplateau wirkt.

Analoge Verhältnisse herrschen im Patellofemorale Gelenk. Nach Perry et al. 1975 (30), Wallace et al. 2002 (42), Steele et al. 2012 (34) und Dion et al. 2016 (4) nimmt die Knorpelkompression im Patellofemorale Gelenk linear zu, wenn ein belastetes Kniegelenk über 40° gebeugt wird. Auch hier sind evolutionsmedizinisch gesehen repetitive Belastungen in der Regel nur im belastungsresistenten Bereich $<40^\circ$ -Flexion vorgesehen.

Da das Knie für die Akkumulation dieser Stresssituationen im Schwungbereich der Beugung evolutionär nicht angepasst ist, führen häufige Wiederholungen zwangsläufig zu Knorpelschäden, zunächst auf der Tibiakonsole (21, 43), mit dem Potential die Menisken zusätzlich zu schädigen (26, 29, 46). Die initialen arthrotischen Veränderungen auf dem zermürbten Tibiaplateau greifen in der Folge sekundär die physiologischen Hauptbelastungszonen in der schwach gekrümmten Femurkondylenregion an (5, 21, 22). Die treppenbedingte Gonarthrose weitet sich über die Tibiakonsole hinaus auf die Kondylenrollen aus.

Welche Hinweise erhärten noch die These, dass die Treppe Gelenkschäden induziert?

1939 (39) identifizierte Triendl an Kniegelenk-Präparaten der Alpenbevölkerung anatomisch veränderte, den dort vorherrschenden Belastungssituationen angepasste Variationen. Die Meniskus- und Knorpelstrukturen weisen besonders im dorsalen Gelenksegment gegenüber der Flachlandpopulation deutliche Verbreiterungen und Verstärkungen auf. Offenbar konnte sich in dieser Subpopulation über selektive Vorgänge innerhalb der letzten Jahrtausende die Knieanatomie an die spezifischen Belastungssituationen beim Bergbe- und -absteigen anpassen.

Aus physiotherapeutischen Behandlungsrichtlinien lässt sich ebenfalls ein Hinweis auf einen grenzwertigen Kompressionsstress beim Treppengehen herauslesen. Eine zentrale Behandlungsdoktrin in der traumatologischen Rehabilitation verbietet eine Belastung des Kniegelenks in über 40° -Beugung (8, 19) in der Therapiephase. Die Beübung unter Last ist nur im $<40^\circ$ -Bereich (Rollsegment) der Kniebeugung unschädlich. Der empfindliche Schwungbereich ($>40^\circ$ -Flexion) des Gehzyklus muss in der Rehabilitation ohne Belastung trainiert werden.

Die radiologische Frühdiagnostik der Gonarthrose zeigt gleichfalls Anhaltspunkte für den Zusammenhang zwischen „unphysiologischen“ Belastungen im empfindlichen $>40^\circ$ -Beugebereich des Knies und der Initiation der Gonarthrose: Nur in der 45° -Kniebeugung (28) lässt sich mit der p.a.-Belastungsaufnahme nach Rosenberg eine Gelenkspaltverschmälerung in den Gelenkbereichen detektieren, die in der Flexion belastet werden und bereits in Frühstadien der Gonarthrose Schäden aufweisen. Diese spezifische Gelenkspaltverschmälerung ist in Streckstellung im klassischen a.p.-Strahlengang oft nicht nachweisbar.

Das letzte Verdachtsmoment entspringt der klinischen Beobachtung, dass das klassische Erstsymptom der Gonarthrose der Schmerz beim Treppengehen ist (10, 12, 22).

Abmildernde Momente ergeben sich aus allen Veränderungen (32), die den

Beugewinkel des belasteten Kniegelenks näher an die belastungsresistente 0° - 40° -Zone bringen (31).

Nach unseren Berechnungen lässt sich dies mit einer Reduktion der Treppenstufenhöhe, wie auch Trinler et al. 2016 (40) zeigte, oder theoretisch über eine Zunahme der Körpergröße erreichen. Letzteres könnte eine Erklärungshypothese dafür sein, dass das weibliche Geschlecht bei der Entstehung der Gonarthrose stärker betroffen ist. Auch evolutionäre anatomische Veränderungen, wie z.B. bei der Alpenbevölkerung (39), machen das Kniegelenk im Beugebereich $>40^\circ$ belastungsresistenter.

Schlussfolgerung

Evolutionsbiologisch steht fest: Treppen, insbesondere Treppenhäuser, sind eine entwicklungsgeschichtlich sehr junge Erfindung der Menschheit.

Das menschliche Kniegelenk des Flachlandbewohners ist für repetitive Belastungen im Beugewinkelbereich $>40^\circ$ nicht gerüstet (Tibio- und Patellofemorale Gelenk).

Die phlebologischen Vorteile des Treppengehens treten nach unserer Meinung eindeutig hinter den orthopädischen Risiken zurück. Wir raten deswegen unseren Patienten: Meiden der Treppen. Immer die Treppe links liegen lassen und den Aufzug nehmen.

Allerdings haben wir eine Technik entwickelt, mit der das Risiko einer Gonarthrose minimiert werden kann. Wir nennen es das sportphlebologische „Stairs Hopping“. Damit ist es möglich, das Treppengehen mit einer gelenkschonenden Auf- und Absteigetechnik zu entschärfen. Abgeschaut beim Treppenlaufen der unbekümmerten Kinder und dem Wadentraining im Laufsport. Nicht mit dem M. quadriceps femoris und einer großen Kniebeugung die Treppe gehend bezwingen, sondern über den Einsatz der Wadenmuskulatur und des Sprunggelenks bei einer maximal 40° -Knieflexion die Treppe springend oder hüpfend meistern. Nach dem Motto: „A hop not a step“. Das gilt für beide Treppen-Gehrichtungen. Diese Technik ist anstrengend und nicht für jede Altersgruppe geeignet, aber protektiv für Knorpel und Menisken und ein

überaus intensives sportphlebologisches Wadentraining. So kann das Treppenhaus wieder zum hauseigenen Fitnesscenter mutieren und das treppauf und treppab Hüpfen (Stairs Hopping) als venenheilkundlicher Gesundheitsrat dienen.

Literatur

- Bergmann G, Bender A, Graichen F et al. Standardized Loads Acting in Knee Implants. *PLoS ONE* 2014;9(1):e86035.
- Bersini S, Sansone V, Frigo CA. A dynamic multibody model of the physiological knee to predict internal loads during movement in gravitational field. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2016;19(5):571-9.
- Diffo Kaze A, Maas S, Kedziora S et al. Numerical comparative study of five currently used implants for high tibial osteotomy: realistic loading including muscle forces versus simplified experimental loading. *J Exp Orthop.* 2018;5:28.
- Dion MK, Drazen J, Abdoun K et al. Smart orthopaedic implants: applications in total knee arthroplasty. *Am J Eng Appl Sci.* 2016;9:1232-1238.
- Du Y, Shan J, Almajalid R et al. Using Whole Knee Cartilage Damage Index to Predict Knee Osteoarthritis: A Two-year Longitudinal Study Conference: 2018 IEEE International Conference on Bioinformatics and Biomedicine (BIBM). At: Madrid, Spain, December 2018. DOI: 10.1109/BIBM.2018.8621530
- Felmet J. Hollywoods neue Super-Diät. *Intervall-Fasten. INTOUCH* 2019;27:10-13.
- Fukubayashi T, Kurosawa H. The contact area and pressure distribution pattern of the knee. *Acta Orthop Scand* 1980;51(6):871-9.
- Grifka J. Die neue Knieschule: Selbsthilfe bei Schmerzen und Beschwerden. Rowohlt Verlag Berlin 2012;116.
- Heinlein B, Kutzner I, Graichen F et al. *ESB Clinical Biomechanics Award 2008: Complete data of total knee replacement loading for level walking and stair climbing measured in vivo with a follow-up of 6-10 months.* *Clin Biomech* 2009;24:315-326.
- Hensor E MA, Würfel H, Kingsbury SR et al. Toward a Clinical Definition of Early Osteoarthritis: Onset of Patient-Reported Knee Pain Begins on Stairs. Data from the Osteoarthritis Initiative. *Arthr Care Res* 2015;67(1):40-47.
- Hoops J (Begr.); Beck H, Geuenich D, Steuer H (Hrsg.); Müller R (Red.). *Reallexikon der germanischen Altertumskunde.* De Gruyter, Berlin, New York 2005, Bd. 29;546.
- Iijima H, Shimoura K, Eguchi R et al. Concurrent validity and measurement error of stair climb test in people with pre-radiographic to mild knee osteoarthritis. *Gait and posture* 2019;68:335-339.
- Kettelkamp DB, Jacobs AW. Tibiofemoral contact area-determination and implications. *J Bone Joint Surg* 1972; 54-A: 349-356.
- Kuster MS, Wood GA, Stachowiak GW, Gachter A. Joint load considerations in total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 1972;54(2):349-56.
- Kutzner I, Heinlein B, Graichen F et al. Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech* 2010;43:2164-2173.
- Ledet EH, Liddle B, Kradinova K, Harper S. Smart implants in orthopedic surgery, improving patient outcomes: a review 29 August 2018. *Innov Entrep Health.* 2018;5:41-51.
- Li G, Most E, Sultan PG et al. Knee kinematics with a high-flexion posterior stabilized total knee prosthesis: An in vitro robotic experimental investigation. *J Bone Joint Surg* 2004;86-A:1721-1729.
- Lieberman DE. *Unser Körper: Geschichte, Gegenwart, Zukunft.* Fischer, Frankfurt 2015;114.
- List M. *Physiotherapeutische Behandlungen in der Traumatologie.* Springer, Berlin, Heidelberg 1999;252.
- Marquet PG, Van de Berg A, Simomet, JC. Femoral tibial weight-bearing areas. Experimental determination. *J Bone Joint Surg* 1975;57-A:766-771.
- Mayer AK. *Veränderungen in der subchondralen Knochenplatte am Tibiaplateau des Kaninchen nach Menishektomie.* Dissertation an der Medizinischen Fakultät der Ludwigs-Maximilians-Universität zu München, 2005 https://edoc.ub.uni-muenchen.de/3590/1/Mayer_Alexandra_Katinka.pdf
- Mezlini-Gharsallah H, Youssef R, Uk S et al. Three-Dimensional Mapping of the Joint Space for the Diagnosis of Knee Osteoarthritis Based on High Resolution Computed Tomography: Comparison With Radiographic, Outerbridge, and Meniscal Classifications. *J Orthop Res* 2018;36(9):2380-2391.
- Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51-61.
- Mündermann A, Dyrby CO, D'Lima DD et al. In vivo knee loading characteristics during activities of daily living as measured by an instrumented total knee replacement. *J Orthop Res* 2008;26(9):1167-7.
- Nägerl H, Kubein-Meesenburg D, Cotta H, Fanghänel J. *Biomechanische Prinzipien in Diarthrosen und Synarthrosen. Teil III: Mechanik des Tibiofemoralgelenkes und Rolle der Kreuzbänder.* *Z Orthop* 1993;131:385-396.
- Nagura T, Matsumoto H, Kiriya Y et al. Tibiofemoral joint contact force in deep knee flexion and its consideration in knee osteoarthritis and joint replacement. *J Appl Biomech.* 2006;22(4):305-13.
- Nakagawa S, Kadoya Y, Todo S et al. Tibiofemoral movement 3: Full flexion in the living knee studied by MRI. *J Bone Joint Surg Br.* 2000;82(8):1199-200.
- Orth P, Kohn D, Madry H. *Degenerative Kniegelenkerkrankungen - Gonarthrose.* *Orthopädie u. Unfallchirurgie* 2016;11:81-98.
- Pena E, Calvo B, Martinez MA et al. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clin Biomech* 2005;20:498-507.
- Perry J, Antonelli D, Ford W. Analysis of knee-joint forces during flexed-knee stance. *J Bone Joint Surg Am* 1975;57:961-967.
- Popoola OO, Yao JQ, Johnson TS et al. Wear, delamination, and fatigue resistance of melt-annealed highly crosslinked UHMWPE cruciate-retaining knee inserts under activities of daily living. *J Orthop Res.* 2010;28:1120-1126.
- Sasaki K, Neptune RR. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *J Biomech* 2010;43(14):2780-2784.
- Schellenberg F, Taylor WR, Trepczynski A et al. Evaluation of the accuracy of musculoskeletal simulation during squats by means of instrumented knee prostheses. *Med Eng Phys.* 2018;61:95-99.
- Steele KM, DeMers MS, Schwartz MS, Delp SL. *Compressive Tibiofemoral Force during Crouch Gait.* *Gait Posture* 2012;35(4):556-560.
- Taylor WR, Heller MO, Bergmann G, Duda GN. Tibio-femoral loading during human gait and stair climbing. *J Orthop Res.* 2004;22(3):625-32.
- Taylor WR, Schütz P, Bergmann G et al. A comprehensive assessment of the musculoskeletal system: The CAMS-Knee data set. *J Biomech* 2017;65:32-39.
- Teh KC, Aziz AR. Heart rate, oxygen uptake, and energy cost of ascending and descending the stairs. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(4):695-699.
- Thambyah A, Pereira BP, Wyss U. Estimation of bone-on-bone contact forces in the tibiofemoral joint during walking. *The Knee* 2005;12:383-388.
- Triendl E. *Untersuchungen über Kniegelenksmenisken von Bergbewohnern.* *Arch Klin Chir* 1939;195:37.
- Trinler UK, Baty F, Mündermann A et al. Stair dimension effects knee kinematics and kinetics in patients with good outcome after

- TKA similarly as in healthy subjects. *J Orthop Res.* 2016;34(10):1753-1761.
41. Von Saldern A. Häuserleben. Zur Geschichte städtischen Arbeiterwohnens vom Kaiserreich bis heute. J.H.W. Dietz, Bonn 1995.
42. Wallace DA, Salem GJ, Salinas R, Powers CM. Patellofemoral joint kinetics while squatting with and without an external load. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(4):141-148.
43. Wang YJ, Wang J, Deng M et al. In vivo three-dimensional magnetic resonance imaging of rat knee osteoarthritis model induced using meniscal transection. *J Orthop Translat.* 2015;3(3):134-141.
44. Weber W, Weber E. Mechanik der menschlichen Gehwerkzeuge. Eine anatomisch-physiologische Untersuchung. Dieterich, Göttingen 1836.
45. Wendlandt T. Trainingsort Treppe. *Fit & Schön*, 28.03.2010;8.
46. Wilson W, van Rietbergen B, van Donkelaar CC et al. Pathways of load-induced cartilage damage causing cartilage degeneration in the knee after meniscectomy. *J Biomech* 2003;36(6):845-51.

Korrespondenzadresse

Dr. med. Michael Holtzmann
Privatärztliche Ambulanz für
Venenheilkunde
Königstraße 4, 70173 Stuttgart
E-Mail: dr.holtzmann@gmail.com