

RehaTrain

Zeitschrift für Prävention, Rehabilitation und Trainingstherapie



Wirbelsäule

- » Auswirkungen MRT- Berichte
- » „CRACK“- Das Knack- Phänomen
- » M. psoas major
- » Die Beinpresse

Bei chronischen, nicht-spezifischen
Rückenschmerzen

Evidenzbasierte
Wirksamkeit^{#,1-6}

Medizinische EMS*

zur Stärkung der
Rückenmuskulatur

Von Meinungsbildnern
empfohlen^{##}

Einfache Integration
in den Praxisalltag

Inhaltsverzeichnis

Editorial	Maike Küstner	5
Das Journal	Katrin Veit	6
Hör mal, was da knackt!	Karim Alam	10
Update M. psoas major	Marc Brose	22
Die Übung Die Beinpresse	Patrick Hartmann	29
Der Score Expertenkonsens lumbale Spinalkanalstenose	Frank Diemer	33



Erfahren Sie hier mehr zu
Elektromyostimulation (EMS) unter
www.medizinische-ems.de



Abbildungsverzeichnis

Hör mal was da knackt!	Quelle	
Abbildung 2	Cavitation Propeller Damage	12
	Erik Axdah/ Wikipdia	
Abbildung 3	Real-Time Visualization of Joint Cavitation	13
	Kawchuk et al.	
	Open Access Article	
Abbildung 4	Real-Time Visualization of Joint Cavitation	13
	Kawchuk et al.	
	Open Access Article	
Update M. psoas major		
Abbildung 1	mod. nach Park et al. 2013	23
Tabelle 1	mod. nach Yamane et al. 2019	24
Tabelle 2	Mak und Kollegen 2020	25
Tabelle 3	mod. nach Kim 2014	26

Editorial

Liebe Leserinnen und Leser,

ein neues Jahr heißt neue Hoffnung, neue Gedanken und neue Ausgaben der RehaTrain. Unsere Autor*innen werden sich auch 2022 wieder große Mühe geben, informative und spannende Themen für Euch vorzubereiten.

In unserer ersten Ausgabe im neuen Jahr läuft alles unter dem großen Thema DIE WIRBELSÄULE.

Den Anfang macht Katrin Veit mit einem Artikel über die „**Katastrophalen Auswirkungen von MRT-Berichten auf Patient*innen und Chirurg*innen**“, v.a. bezüglich Kommunikation, Schmerzwahrnehmung und – entwicklung sowie deren Nutzen bei der Frage „OP, ja oder nein?!“.

In unserem 1. Hauptartikel beschäftigt sich Karim Alam mit der Beantwortung der in der Therapie häufig präsenten Frage, „**Hör mal, was da knackt?!**“, indem er die unterschiedlichen Hypothesen vorstellt, diskutiert und neu bewertet.

Marc Brose gibt im Anschluss, in unserem 2. Hauptartikel, ein ausführliches **Update zum M. psoas major** mit seinen Funktionen und seiner Wirkung (Auswirkung) auf die Lendenwirbelsäule.

Unter dem Thema **Die Übung** findet ihr einen Artikel von Patrick Hartmann über die systematische Übersichtsarbeit von Isabel Martin-Fuentes und Kollegen aus dem Jahr 2020. Thema der Arbeit waren die unterschiedlichen Aktivitätszustände der Muskeln der unteren Extremität während der **Übungsausführung an der Beinpresse**, in unterschiedlichen Varianten.

Den Abschluss macht Frank Diemer mit dem **Score - Expertenkonsens zur degenerativen, lumbalen Spinalkanalstenose**, aus der Arbeit von Tomkins-Lane et al. aus dem Jahr 2016.

PS. Vergesst nicht das Lesen „zwischen den Zeilen“. Dabei könnt Ihr einige interessante Fortbildungen für 2022 entdecken!

Viel Spaß beim Lesen!

Euer Digotor- Team Fortbildungen für Orthopädische Medizin und Manuelle Therapie

Katastrophale Auswirkungen von MRT-Berichten auf Patient*innen und Chirurg*innen

Rajasekaran S, Chand Raja SD, Pushpa BT et al. The catastrophization effects of an MRI report on the patient and surgeon and the benefits of „clinical reporting“: results from an RCT and blinded trials. *Eur Spine J* 2021; 30 (7): 2069-2081

Einleitung

Die Mehrzahl der Patient*innen mit Rückenschmerzen bessert sich spontan. Trotzdem wird zunehmend eine Vielzahl an Behandlungsmethoden eingesetzt und jedes Jahr steigt die Zahl der chirurgischen Versorgungen (Chou et al. 2007, Andersen 2011, Lurie et al. 2003). Operationen an der Lendenwirbelsäule (LWS) sind teuer und mit erheblichen Komplikationen verbunden, einschließlich der Sterblichkeit und einer Zunahme von Reoperationen von ca. 19% innerhalb von 10 Jahren. Die Häufigkeit von Wirbelsäulenoperationen steigt dabei parallel zum zunehmenden Einsatz der Magnetresonanztomografie (MRT) (Mafi et al. 2013, Weinstein et al. 2006, Shreibati et al. 2011, Verrilli et al. 1996, Emery et al. 2013). Der Einsatz der MRT zur Beurteilung von Rückenschmerzen anstelle von Röntgenaufnahmen führte in einer Studie zu einem dreifachen Anstieg der Wirbelsäulenoperationen, wobei nach einem Jahr kein Unterschied im Ergebnis zu verzeichnen war (Verrilli et al. 1996). Die MRT kann einen Nocebo-Effekt hervorrufen, da Radiolog*innen oft ohne klinische Kenntnis der Patient*innen die Bilder beurteilen und zufällige Veränderungen mit alarmierenden Begriffen beschreiben wie „Degeneration“, „Risse“, „Rupturen“, „Nervenkompression“ usw., was Patient*innen und Chirurg*innen das Gefühl gibt, ein chirurgischer Eingriff sei tatsächlich erforderlich, um die Wirbelsäule zu normalisieren (Mafi et al. 2013). Die unsachgemäße Anwendung von bildgebenden Verfahren – speziell von der MRT – führt deshalb zu immer mehr Eingriffen und Operationen bei Rückenschmerzen.

Ziel der Studie war, die potenziellen Auswirkungen eines routinemäßigen MRT-Berichts auf die Wahrnehmung der Patient*innen und das The-

rapieergebnis zu untersuchen sowie eine klinische MRT-Berichterstattung zu entwickeln, die Phrasen vermeidet, die bei Patient*innen Angst und Katastrophisierung auslösen könnten. Außerdem wollte das Autorenteam untersuchen, inwiefern die routinemäßige und die neu entwickelte klinische Berichterstattung die Einschätzung von Expert*innen beeinflussen.

Methoden

Die Studie wurde in drei Phasen unterteilt.

In Phase I wurden 44 Patient*innen mit chronischen Rückenschmerzen (≥ 12 Wochen) ohne schwerwiegende Pathologien nach dem Zufallsprinzip entweder der Gruppe A zugeteilt, die eine umfassende sachliche Erläuterung der Pathologien, die sich in ihrem MRT zeigten, erhielt (Routineberichterstattung), oder der Gruppe B, der versichert wurde, dass ihre MRT-Befunde normale, altersgerechte Veränderungen zeigten (alternative Berichterstattung). Die Ergebnisse wurden nach sechswöchiger konservativer Behandlung anhand von Schmerzintensität (VAS), Pain Self Efficacy Questionnaire (PSEQ-2) und ShortForm-12-Fragebogen (SF-12 – allgemeine Gesundheit und funktioneller Status) verglichen.

In Phase II wurde eine klinische Berichterstattung entwickelt, um potenziell katastrophisierende Terminologien zu vermeiden.

In Phase III wurden 20 MRTs sowohl mit Routine- als auch mit alternativer, klinischer Berichterstattung angefertigt. Die Auswirkungen der beiden unterschiedlichen Berichterstattungen wurden an vier verschiedenen Berufsgruppen (Wirbelsäulenchirurg*innen, Physiotherapeut*innen, Orthopäd*innen, orthopädische

Assistenzärztinnen und -ärzte) des Gesundheitswesens getestet, die die Befunde verblin-

Ergebnisse

Phase I: Die Gruppen A und B waren zu Beginn hinsichtlich demografischer Daten und Schmerzen vergleichbar. Nach einer sechswöchigen konservativen Behandlung hatte Gruppe A eine negativere Wahrnehmung des Zustands der eigenen Wirbelsäule, eine stärkere Katastrophisierung, eine geringere Schmerzverbesserung und einen schlechteren Funktionsstatus ($p =$ signifikant für alle).

Phase III: Die Gesundheitsdienstleister bewerteten alle drei Parameter - Bewertung des Schweregrads der Pathologie, Wahl der Behandlung (operativ/konservativ) und die wahrgenommene Wahrscheinlichkeit einer notwendigen Operation - bei demselben Patienten bei den beiden Berichterstattungen sehr unterschiedlich. Lasen sie die alternative Art der Berichterstattung, schätzten sie den Schweregrad der Erkrankung geringer ein, wählten eher Interventionen, die weniger invasiv waren, und sahen eine Operation weniger oft als notwendig an.

Diskussion

Obwohl die Inzidenz von Rückenschmerzen im Laufe des Lebens bei 85 % liegt, kommt es in der Regel zu einer spontanen Remission und nur sehr wenige Patient*innen werden chronisch oder müssen operiert werden (Majid et al. 2008). Paradoxerweise nimmt die Häufigkeit der Operationen in alarmierender Form zu (Lurie et al. 2003, Mafi et al. 2013, Weinstein et al. 2006, Shreibati et al. 2011, Emery et al. 2013, Tonosu et al. 2017, Webster et al. 2013). Der zunehmende Einsatz der MRT scheint eine wesentliche Rolle dabei zu spielen, dass Rückenschmerzen zunehmend als eine behandlungs- und operationsbedürftige Erkrankung an-

gesehen werden (Galambos et al. 2019, Lehnert et al. 2010, Flynn et al. 2011, Chou et al. 2012, You et al. 2009, Downie et al. 2020). Obwohl eine direkte Kausalität nicht nachgewiesen werden konnte, wurde ein starker Zusammenhang zwischen der Häufigkeit von MRT-Bildgebung und der Häufigkeit von Operationen nachgewiesen (Lurie et al. 2003, Mafi et al. 2013, Weinstein et al. 2006, Emery et al. 2013). 50 % der MRT-Anfragen für Rückenschmerzen sind unangemessen und stellen eine wirtschaftliche Belastung dar (Chou et al. 2011). Dennoch ordnen Chirurg*innen weiterhin mehr und mehr MRTs an, entweder aus Mangel an Wissen, aus finanziellen Gründen oder, um den Patienten zufriedenzustellen, was das Problem nur noch mehr verschärft (Chou et al. 2011). Da MRT-Bilder und Berichte einen so starken Einfluss auf die Wahrnehmung der Patient*innen und medizinische Entscheidungen haben, fordern die Autoren eine konzeptuelle Änderung der Art und Weise, wann MRTs von Ärzt*innen angefordert werden und wie Radiolog*innen die Berichte für die Patient*innen interpretieren. Wenn keine Red Flags vorliegen, sollten Kliniker*innen MRTs mit Bedacht einsetzen und eine Bildgebung nur zur Bestätigung der Diagnose anordnen, wenn ein Eingriff geplant ist (You et al. 2009). Sie sollten sich darüber bewusst sein, dass eine unnötige Bildgebung mehr Schaden als Nutzen kann und sie sollten sich davor hüten, gewohnheitsmäßig einen „Scan zur Diagnose“ durchzuführen (Flynn et al. 2011). Radiolog*innen sollten sich von der routinemäßigen Berichterstattung und der Verwendung von Terminologien, die eine strukturelle Schädigung mit möglicher Katastrophisierung der Patient*innen zur Folge hat, verabschieden (Karran et al. 2017). Eine katalogartige Beschreibung von Befunden, die auf den Bildern zu sehen sind, sollte vermieden und eher ein fokussierter Bericht, der auch den klinischen Zustand der Betroffenen miteinbezieht, durchgeführt werden. Noch wichtiger ist, dass die MRT-Berichte den Patient*innen nicht offen zugänglich sind, sodass diese dazu verleitet werden, die Informationen via Online-Suche zu interpretieren, was zu einer „Cyberchondrie“ führen kann (Ash et al. 2008).

Konklusion

Routinemäßige MRTs und deren Berichte führen zu Fehlinterpretationen und Katastrophisierungen mit schlechten funktionellen Ergebnissen bei Patient*innen mit Rückenschmerzen. Dies kann eine der Hauptursachen für die wachsende Rückenschmerz-Pandemie und die steigende Zahl an Eingriffen und Operationen an der LWS sein. Eine gezielte klinische Berichterstattung hatte in der Studie erhebliche Vorteile, was für die Notwendigkeit einer „klinischen Berichterstattung“ anstelle einer „Bildberichterstattung“ spricht. Die Ergebnisse der Studie zeigen, dass eine adäquate Anordnung einer MRT, die klinische Befundung durch Radiolog*innen und die angemessene Aufklärung und Beruhigung über zufällige Befunde in der MRT durch einen verantwortlichen Kliniker oder eine Klinikerin erfolgen muss.

Katrin Veit ■

katrin.veit.1989@gmail.com

Literatur

Andersen JC. Is immediate imaging important in managing low back pain? *J Athl Train.* 2011; 46:99-102

Ash LM, Modic MT, Obuchowski NA et al (2008) Effects of diagnostic information, per se, on patient outcomes in acute radiculopathy and low back pain. *Am J Neuroradiol.* 2008; 29: 1098-1103.

Chou R, Deyo RA, Jarvik JG. Appropriate use of lumbar imaging for evaluation of low back pain. *Radiol Clin N Am.* 2012; 50: 569-585.

Chou R, Qaseem A, Owens DK, et al. Diagnostic imaging for low back pain: advice for high-value health care from the american college of physicians. *Ann Intern Med.* 2011; 154: 181-189.

Chou R, Qaseem A, Snow V et al. Diagnosis

and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the american college of physicians and the american pain society. *Ann Intern Med.* 2007; 147: 478-491.

Downie A, Hancock M, Jenkins H et al. How common is imaging for low back pain in primary and emergency care? Systematic review and meta-analysis of over 4 million imaging requests across 21 years. *Br J Sports Med.* 2020; 54: 642-651.

Emery DJ, Shojania KG, Forster AJ et al. Overuse of magnetic resonance imaging. *JAMA Intern Med.* 2013; 173: 823-825.

Flynn TW, Smith B, Chou R. Appropriate use of diagnostic imaging in low back pain: a reminder that unnecessary imaging may do as much harm as good. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2011; 41: 838-846.

Galambos A, Szabó E, Nagy Z et al. A systematic review of structural and functional MRI studies on pain catastrophizing. *J Pain Res.* 2019; 12: 1155-1178.

Karran EL, Medalian Y, Hillier SL, Moseley GL. The impact of choosing words carefully: an online investigation into imaging reporting strategies and best practice care for low back pain. *Peer J.* 2017; doi: 10.7717/peerj.4151

Lehnert BE, Bree RL. Analysis of appropriateness of outpatient CT and MRI referred from primary care clinics at an academic medical center: how critical is the need for improved decision support? *J Am Coll Radiol JACR.* 2010; 7: 192-197.

Lurie JD, Birkmeyer NJ, Weinstein JN. Rates of advanced spinal imaging and spine surgery. *Spine.* 2003; 28: 616-620.

Mafi JN, McCarthy EP, Davis RB et al. Worsening trends in the management and treatment of back pain. *JAMA Intern Med.* 2013; 173: 1573-1581

Majid K, Truumees E. Epidemiology and natu-

ral history of low back pain. *Semin Spine Surg.* 2008; 20: 87-92.

Shreibati JB, Baker LC. The relationship between low back magnetic resonance imaging, surgery, and spending: impact of physician self-referral status. *Health Serv Res.* 2011; 46: 1362-1381

Tonosu J, Oka H, Higashikawa A et al. The associations between magnetic resonance imaging findings and low back pain: a 10-year longitudinal analysis. *PLoS ONE.* 2017; doi: 10.1371/journal.pone.0188057.

Verrilli D, Welch HG. The impact of diagnostic testing on therapeutic interventions. *JAMA.* 1996; 275: 1189-1191

Webster BS, Bauer AZ, Choi Y et al. Iatrogenic

consequences of early magnetic resonance imaging in acute, workrelated, disabling low back pain. *Spine.* 2013; 38: 1939-1946.

Weinstein JN, Lurie JD, Olson PR et al. United States' trends and regional variations in lumbar spine surgery: 1992-2003. *Spine.* 2006; 31: 2707-2714.

You JJ, Levinson W, Laupacis A. Attitudes of family physicians, specialists and radiologists about the use of computed tomography and magnetic resonance imaging in ontario. *Healthc Policy.* 2009; 5: 54-65.

Fortbildung in der Schweiz!

Wir unterhalten eine exklusive Kooperation mit dem Kursanbieter physiofobi und der Schulthess Klinik in der Schweiz. Unser Ziel ist es, qualitativ hochwertige Weiterbildungen in der Schweiz zu platzieren.



Fortbildungen für
Orthopädische Medizin
und Manuelle Therapie

Ein bekanntes Phänomen bei der Anwendung von (spinalen) Manipulationen

Manipulationstechniken sind für diverse Berufsgruppen im Gesundheitssektor integraler Bestandteil der Behandlungsschemata auch und vor allem bei Wirbelsäulenbeschwerden. Ein dabei häufig auftretendes Phänomen ist das hörbare Knacken, für das Patient*innen regelmäßig nach einer konkreten Erklärung fragen. Konträre Hypothesen sowie eine nicht ganz lückenlose Evidenz lassen bis dato jedoch keine eindeutige Aussage darüber zu.

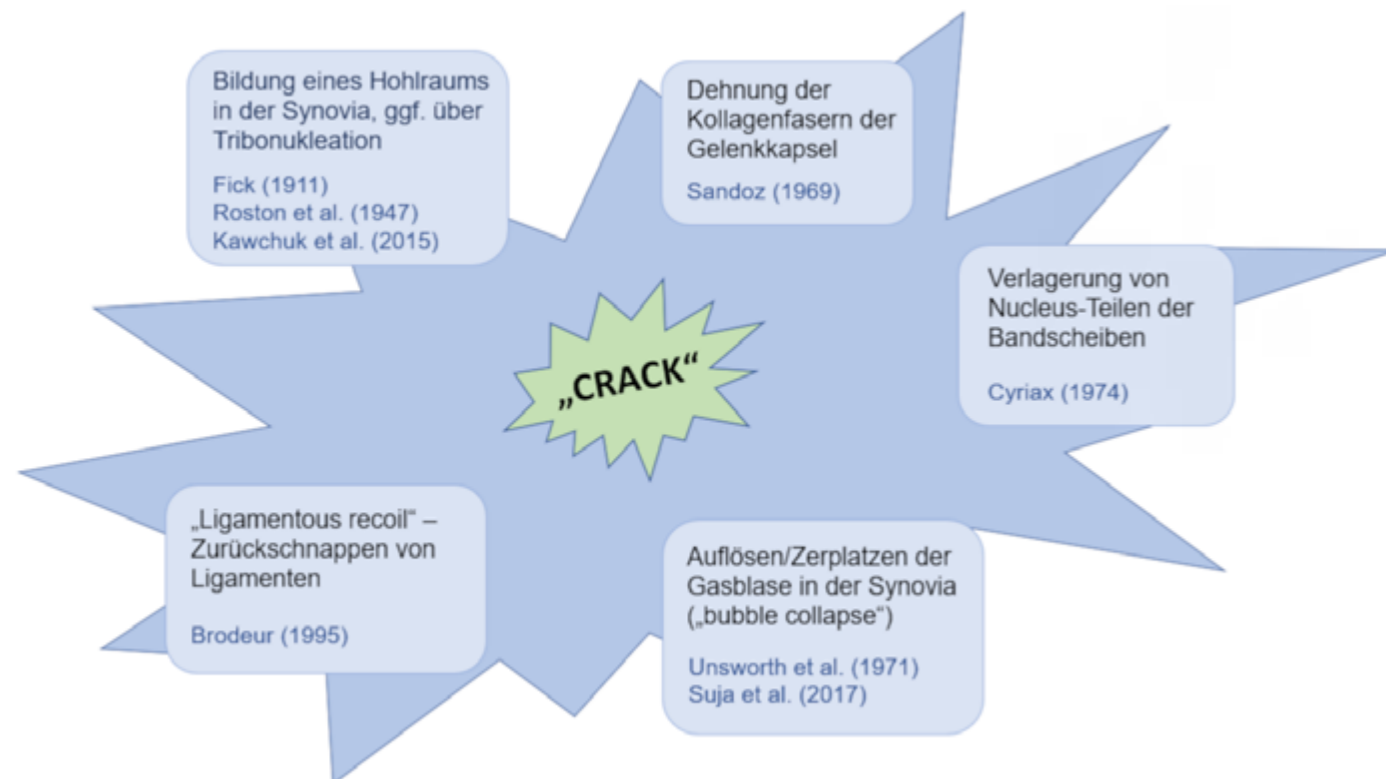


Abb. 1: Unterschiedliche Interpretationsansätze des „Knackens“.

Manipulationen an den Gelenken des Bewegungsapparats kommen bei der Behandlung muskuloskelettaler Beschwerden bereits seit mehr als 2000 Jahren zur Anwendung (Curtis 1988). Widmete sich die jüngere Forschung verstärkt der Frage nach der zwingenden Notwendigkeit des „audible crack“, also des hörbaren Knackens, für positive Outcomes bei Patient*innen mit Beschwerden an der Wirbelsäule (Flynn et al. 2003, Maigne et al. 2003), gehen die ersten dokumentierten Überlegungen zur Ursache dieses eindrucklichen Geräuschs zurück bis ins Jahr 1871. Der Arzt Wharton Hood machte das Lösen von intraartikulären Adhäsionen dafür

verantwortlich und vermutete eine damit einhergehende Positionskorrektur der Gelenke, was aber in zahlreichen Arbeiten in den darauffolgenden Jahrzehnten widerlegt worden ist (u.a. Gál et al. 1994, 1995, 1997, Herzog 2000, Lee et al. 2000).

In der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts wurde weiter experimentell an dem Phänomen geforscht. Fick (1911) machte eine durch Unterdruck entstehende Hohlraumbildung bei der longitudinalen Distraktions-Separation von metacarpophalangealen Gelenkflächen aus, was seiner Meinung nach mit einer Geräuschentwicklung einherging.

Nordheim (1938) bestätigte ebenjene Entstehung eines gasgefüllten Hohlraums, eines „re-

lativen Vakuums“, wenn die Gelenkflächen von Metacarpophalangeal-, Radiocarpal- und Femorotibialgelenken auseinandergezogen würden. Dies war im Rahmen von Untersuchungen zur röntgenologischen Darstellbarkeit von Gelenkspalten ohne Kontrastmittel erarbeitet worden.

Bezugnehmend auf Nordheims Arbeit bestätigten 1947 Roston et al. nach erfolgtem Knackgeräusch das Vorhandensein einer mutmaßlich mit Wasserdampf und Blutgasen gefüllten Blase, die als Teil-Vakuum („clear space“) in der Gelenkhöhle des Metacarpophalangeal- (MCP-)Gelenks von Mittelfingern radiologisch dargestellt werden konnte. Dies hatte außerdem zu einer länger andauernden Separation der Gelenkflächen geführt. In ihrer Untersuchung mussten sie die Gelenke einem Zug von durchschnittlich sieben Kilogramm aussetzen, bis das Knackphänomen registriert werden konnte. Sie brachten das Knackgeräusch mit dem Entstehen der Gasblase in Verbindung.

Sie beschrieben außerdem vier Phasen, in die sie die Vorgänge des durch Distraktion erzeugten Knackens einteilten: In der „Ruhephase“, in der keine Kräfte in das Gelenk eingebracht werden, besteht geringer Gelenkflächenkontakt. In der Phase der „Vorbereitung“ auf die Separation bewegen sich die Gelenkflächen etwas auseinander, da nun geringe Kräfte ins Gelenk eingebracht werden. Steigt die aufgewendete Kraft nun über eine gewisse Schwelle, tritt das Gelenk in die Phase des „Knackens“, wobei ein Geräusch entsteht, wenn die Gelenkflächen weiter separieren. Dabei bildet sich ein leerer Raum („clear space“) in der Synovialflüssigkeit. Es schließt sich eine „Refraktärphase“ an, während der, werden erneut Kräfte eingebracht, kein weiteres Knacken erfolgen kann.

Nicht alle Gelenke mach(t)en mit

Dass nicht allen Gelenken ein Knacken zu entlocken gewesen, es aber stets zur Gelenkflächen-separation gekommen war, führten Roston et al. auf in einigen Fällen laxe kapsuloligamentäre Strukturen zurück, was eine adäquate Vorspan-

nung und somit Druckreduktion im Gelenk unterbunden haben könnte.

Außerdem verhindere die sich direkt anschließende Refraktärzeit, während der die Gase in die Synovialflüssigkeit rückresorbiert werden müssen, eine unmittelbare erneute Hohlraumbildung und somit ein Knacken. Diese Zeit beziferten die Forscher mit etwa 20 Minuten. In späteren Arbeiten wurde diese Zeitspanne von den MCP-Gelenken auf die zygapophysealen Gelenke (ZAG) der Wirbelsäule übertragen. Bereznick et al. ermittelten in ihrer 2008 erschienenen Arbeit zur Refraktärzeit nach lumbalen Manipulationen jedoch andere Zeitwerte und gaben für die ZAG der Lendenwirbelsäule Werte von 40 bis 95 Minuten an, bei einer durchschnittlichen Refraktärzeit von 68,33 Minuten.

Das Phänomen der Kavitation

Ein Ausbleiben des „audible crack“ bei der Separation im MCP des Mittelfingers erklärten sich Unsworth et al. (1971) mit einem zu großen Binnenvolumen einiger der radiologisch untersuchten Gelenke im Ruhezustand („resting joint space“). Diese hätten mehr Synovialflüssigkeit und damit bis zu 25% mehr Volumen aufgewiesen als die Gelenke, die mit besagtem Geräusch auf die Distraktion geantwortet hatten. Auch hätte ein erhöhter Muskeltonus in der Gelenkregion die Separation der Gelenkpartner einschränken können.

Es sei somit kein ausreichender Unterdruck entstanden, um eine sogenannte „Kavitation“ in der Synovialflüssigkeit zu bewirken.

Kavitation ist definiert als die Bildung, Aktivität und Auflösung von dampfgefüllten Hohlräumen in Flüssigkeiten, was in der Regel durch lokale Druckreduktion erreicht wird (Brennen 2014).

Dieses physikalische Phänomen ist auch der Hauptgrund, den besagte Forschergruppe

1971 für das Knacken in Gelenken anführte. Ihre Untersuchungen an den Grundgelenken der Mittelfinger von 17 Proband*innen hatten gezeigt, dass es bei einer Zugkraft von 10 bis 16 Kilogramm zu einer lokalen Druckabnahme in der Synovialflüssigkeit kommt und an einem bestimmten Punkt ein Verdampfen und Freisetzen der in der Flüssigkeit befindlichen Gase in die Gelenkhöhle erfolgt. Dieser Vorgang würde unmittelbar ein „Aufspringen“ des Gelenkpalts nach sich ziehen. Aufnahmen mit Hochgeschwindigkeitskameras hatten gezeigt, dass das Entstehen und die Auflösung dieser Gasblase innerhalb von 0,01 Sekunden geschieht, was *Unsworth und Team* zu der Annahme veranlasste, dass es die Auflösung, das Zerplatzen der Blase, sein musste, was das Knackgeräusch verursacht und nicht deren Entstehung, wovon zuvor *Roston et al.* und davor *Fick* ausgegangen waren.

Unsworth et al. schlussfolgerten außerdem, dass mit dem plötzlichen Zerplatzen der gasgefüllten Blase eine enorme Energiefreisetzung einhergeht, was im Gelenk extrem hohe Belastungen verursachen könnte. Diese Annahme beruhte in erster Linie auf den Ergebnissen aus Untersuchungen des bereits erwähnten Kavitationsphänomens in physikalischen Studien und solchen aus der Materialforschung. In den 60er und 70er Jahren des letzten Jahrhunderts hatte man festgestellt, dass hohe Materialbelastungen im Schiffsverkehr zu teuren Schäden an Schiffschrauben, Propellern und anderem marinen Gerät führen (*Benjamin et al. 1966, Knapp et al. 1970*).

Von Schiffen zu Mittelfingern

Durch intensive Forschungsarbeit (die physikalischen Grundlagen dafür wurden schon viel früher geschaffen, u.a. *Lord Rayleigh VIII 1917*) identifizierte man die Kavitation als ursächlich für den immensen Materialverschleiß am marinen Gerät (Abb.2). Schiffschrauben drehen sich im Wasser mit hoher Geschwindigkeit, es kommt dabei zu Kavitationsprozessen direkt am Propeller. Wenn sich ein Festkörper in einer Flüssigkeit

sehr schnell bewegt, sinkt der statische Druck dieser Flüssigkeit irgendwann unter ihren sogenannten Verdampfungsdruck. Dadurch bilden sich Dampfblasen, die sich an Orte mit höherem Druck bewegen. Es kommt zur Umkehrung des Vorgangs und der plötzliche Druckanstieg (des statischen Drucks über den Dampfdruck) bewirkt eine Kondensation des Dampfes in den Hohlräumen. Dies geschieht schlagartig und es kommt zum Kollaps, zum Zerplatzen der Dampfblasen. Dies ist mit hohen Pegelspitzen hinsichtlich Druck und Temperatur verbunden und der Vorgang führt zum Ausbrechen von Material an den Propellern („Kavitationsfraß“).

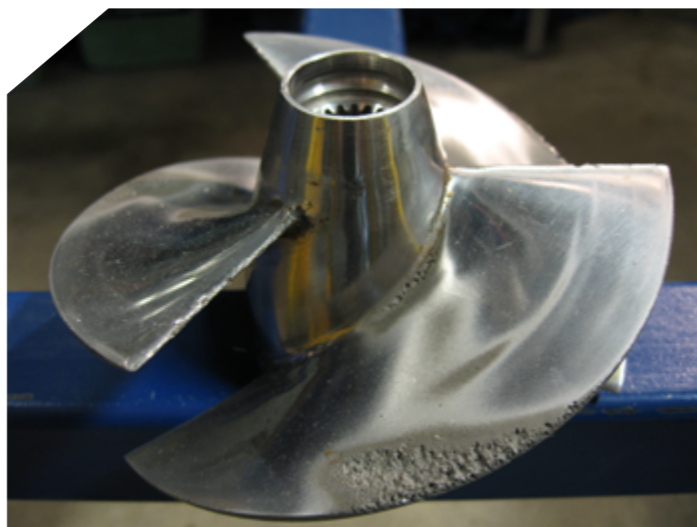


Abb. 2: Kavitationsschäden an einem Bootspropeller

Auch wenn die oben beschriebenen Vorgänge einleuchtend sein mögen und zahlreiche spätere Arbeiten auf dem Gebiet der Physik ebenfalls das Kavitationsphänomen mit der schlagartigen Auflösung von Gasblasen („bubble collapse“) erklärt haben (u.a. *Trevena 1984, Barrow et al. 2003*), wurde eine Übertragbarkeit dieses physikalischen Phänomens auf die Situation in einem lebenden Organismus doch immer wieder infrage gestellt.

Denn, wenn das Zerplatzen von gasgefüllten Blasen schon an Metallobjekten zum Materialausbruch führen kann, was muss sich dann erst in einem Synovialgelenk abspielen? Zumindest

wurden bis dato keine Gelenkbinnen- bzw. Gewebeschäden mit stattgehabten Kavitationen in Verbindung gebracht (u.a. *Achalandabaso et al. 2014*). Auch gibt es Hinweise darauf, dass die Entstehung eines Hohlraumes respektive einer Gasblase viel höhere Kräfte und Materialbelastungen generiert als deren Auflösung. Dies haben wiederum Arbeiten auf dem Gebiet der Physik und deren Teilgebieten gezeigt (*Chen et al. 1992, Kuhl et al. 1994, Barrow et al. 2002*).

Ganz klar - Tribonukleation! Oder doch nicht?

In jüngerer Zeit und mit der Verfügbarkeit moderner Technologien kam die Möglichkeit auf, die Vorgänge, die sich beim Erzeugen des Gelenkknackens abspielen, in (mehr oder weniger) Echtzeit darzustellen. *Kawchuk et al. (2015)* untersuchten einen Kollegen, der seine Metacarpophalangealgelenke knacken lassen konnte, unter Verwendung eines Real-time Cine-MRT-Geräts. Dieser Tomograf erlaubt eine T1-gewichtete 3D-Darstellung mit einer Bildrate von 3,2 Frames per Second (fps/Bildern pro Sekunde). Der Proband platzierte den jeweiligen Finger, an dessen Fingerspitze ein Zugkabel befestigt wurde, über einer Hochfrequenzspule (Abb.3).

Das Forscherteam konnte zeigen, dass es bei der langsam zunehmenden Distraction der MCP-Gelenke (aller zehn Finger) jeweils zu einer plötzlichen Hohlraumbildung bei gleichzeitig auftretendem Knackgeräusch kam (Abb.4). Die Kavität blieb nach dem Knacken bestehen. Das Team schlussfolgerte, dass das Gelenkknacken das Ergebnis der Hohlraumbildung (Kavitation) innerhalb der Synovialflüssigkeit ist. Das Zerplatzen einer bereits bestehenden Blase könne

daher nicht der Grund für die Geräuschenstehung sein. Die Beobachtungen seien vielmehr vereinbar mit dem Prinzip der Tribonukleation.

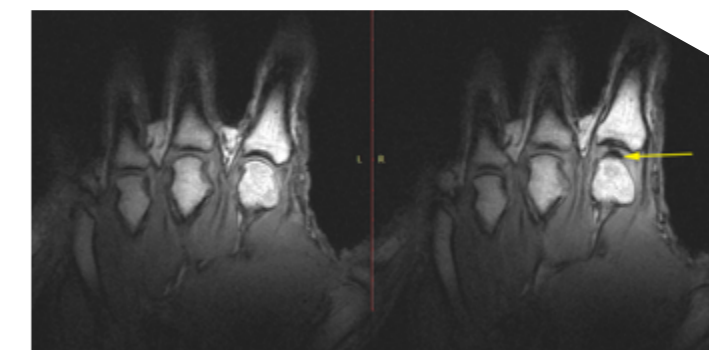


Abb 4: T1-gewichtete Aufnahme der Hand in der Ruhephase, vor dem Einbringen des Zugs (links). Dieselbe Hand nach erfolgtem Knacken mit zusätzlicher Distraction direkt im Anschluss (rechts). Beachte die dunkle intraartikuläre Hohlraumbildung (gelber Pfeil).

Allerdings fanden *Cascioli et al. (2003)* nach Manipulationen mit „audible cracks“ an den Fazettengelenken der HWS keinerlei Hinweise auf in der Gelenkhöhle befindliche Gasblasen. Sie merken an, dass dies dem allgemeinen Verständnis von Kavitation in Gelenken widerspräche. Auch sei keine Zunahme des Gelenkspalts feststellbar gewesen, die an den MCP-Gelenken registrierte länger andauernde Gelenkflächen-Separation sei also ausgeblieben. *Suja et al. (2018)* entwickelten jüngst ein ma-

Abb 3: die Hochfrequenzspule in ihrem Gehäuse (links). MCP-Gelenk (hier des Zeigefingers) auf der HF-Spule platziert (Mitte). Die Hand des Probanden im MRT (rechts)



Tribonukleation ist der Prozess, bei dem zwei gegenüberliegende Oberflächen, die sich in einem geschlossenen System befinden und durch eine Flüssigkeit voneinander getrennt sind, sich einer Separation widersetzen, bis der ins System eingebrachte Zug die Adhäsionskräfte zwischen den Oberflächen übersteigt. Es kommt zur plötzlichen Separation und zur Entstehung einer Gasblase (die Flüssigkeit hat zuvor gelöste Gase enthalten). In physikalischen Experimenten mit verschiedenen Flüssigkeiten kam es tatsächlich zu Geräuschentwicklung im Moment der Entstehung der Kavität (Washio 2014).

thematisches Modell, das helfen sollte, die Ursache des Geräuschs beim Knöchelknacken zu ergründen. Sie modellierten die niedrigen Druckverhältnisse während der Tribonukleation und berechneten die Dynamik einer sich formenden Kavitationsblase unter Berücksichtigung ihres Umgebungsdrucks sowie das zeitgleiche Auftreten des akustischen Druckfelds der Blase mit ein. Im Ergebnis präsentierte sich die errechnete akustische Signatur der Blase übereinstimmend mit experimentellen Messungen in der Literatur, die allesamt das Zerplatzen der Kavitationsblase („bubble collapse“) als Grund für das akustische Ereignis propagieren.

Und auch diesen in technischer Hinsicht wichtigen Punkt erwähnen die Autoren: Die temporale Auflösung zur Darstellbarkeit der schnellen Prozesse beim Knöchelknacken sei bei Kawchuk et al. mit 3,2 Bildern pro Sekunde (fps) viel zu gering gewesen. Die minimale Auflösungsrate zur Sichtbarmachung eines solchen Vorgangs liege bei 1200fps, was mit heutigen Gerätschaften nicht möglich sei. Diese würden lediglich Bildraten von 80-100fps aufweisen. Somit konnte bis zum heutigen Tag noch niemand den Kavitationsvorgang in (wirklicher) Echtzeit beobachten.

Ist das Knacken nun schädlich für Gelenke?

In der Praxis sahen sich sicher schon viele Therapeut*innen mit der Frage von Patient*innen konfrontiert, ob denn das Gelenkknacken schädlich sei, zusätzlich zu der Frage, was es überhaupt mit dem Geräusch auf sich habe. So haben Patient*innen häufig interessante Theorien, um sich das Knacken bei einer Manipulationsbehandlung zu erklären.

Demoulin et al. (2017) befragten in Belgien 100 Personen (mit und ohne Vorgeschichten von Wirbelsäulen-Schmerzen, mit und ohne chiropraktische Erfahrungen als Patient*innen), was sie denn für das Geräusch verantwortlich machten. 49% der Befragten begründeten es mit der mechanischen Positionsveränderung zweier Wirbelkörper. Dass der Grund im Aneinanderreiben von Wirbelkörpern liegt, glaubten 23% und immerhin 9% erklärten sich das Knacken mit der Bildung einer Gasblase im Gelenk. Sonstige Erklärungen waren zum Beispiel Kalziumeinlagerungen zwischen den Wirbeln oder die Befreiung eines eingeklemmten Ligaments oder Nervs. Die Forscher*innen weisen darauf hin, dass inadäquate Vorstellungen zur Verletzlichkeit ihrer Wirbelsäule bei Patient*innen zu einem Vermeidungsverhalten und veränderter Wahrnehmung der Selbstwirksamkeit führen und Chronifizierung begünstigen können.

In Interviews mit Patient*innen, die patellofemorale Schmerzen aufwiesen, zeigten Robertson et al. (2017), dass Betroffene mit negativen Emotionen und einem Vermeidungsverhalten auf ein hör- und spürbares Knacken im Patellofemoralgelenk reagierten. Laut Smith et al. (2017) besteht bei Patient*innen mit Kniebeschwerden, die Schmerz spüren und ein Knacken spüren und hören (Krepitation), ein Zusammenhang mit emotionalen Reaktionen wie Vermeidungsverhalten, schmerzbezogener Angst, Verlust der Selbstidentität, Zukunftsängsten sowie insuffizienten Bewältigungsstrategien. Die Männchen der afrikanischen Elenantilope erzeugen laute Knie-Klicklaute übrigens im Hinblick auf ein be-

obachtetes Dominanzverhalten. Sie weisen damit auf ihre Körpergröße und ihre Kampfbereitschaft hin (Bro-Jørgensen et al. 2008).

Abgesehen von affektiven Reaktionen als Konsequenz auf ein Knieknacken (in Kombination mit Schmerz) fehlen jedoch Hinweise auf physische oder die Lebensqualität betreffende Einschränkungen oder gar auf die Notwendigkeit eines Gelenkersatzes als Folge jahrelangen Knie-Knackens (Pazzinato 2019). Allerdings fanden de Oliveira et al. 2018 heraus, dass Frauen mit Knie-Krepitus eine vierfach erhöhte Wahrscheinlichkeit aufweisen, in einer PFG-Schmerzgruppe zu landen, als Frauen, deren Knie nicht krepitieren. Das oft mahnend angeführte regelmäßige Knöchelknacken der Finger scheint jedenfalls keine Schäden an den Gelenken zu verursachen (Swezey et al. 1975, Boutin et al. 2017) und außerdem nicht mit einem erhöhten Arthrose-Risiko assoziiert zu sein (Deweber 2011, Rizvi et al. 2018).

Übertragbarkeit Finger - Wirbelsäule

Was die Übertragbarkeit der Ergebnisse an peripheren Gelenken auf die Wirbelsäule angeht, ergeben sich sowohl für Patient*innen als auch für Therapeut*innen weitere Fragen:

- Lassen sich die Beobachtungen an den MCP-Gelenken der Finger einfach so auf andere Gelenke und vor allem auf die Wirbelsäule übertragen?
- Kommt das Knacken an der Wirbelsäule überhaupt aus den ZAG?
- Ist immer ein Impuls notwendig, braucht es also eine schnelle Ausführung oder kann das Knacken auch durch langsame Bewegungen ausgelöst werden?
- Ist das Knacken bei normalen Alltagsbewegungen dasselbe wie in einer Manipulationsbehandlung?

Zur Frage, ob von den Vorgängen in den Metacarpophalangealgelenken der Finger auf die zygapophysialen Gelenke der Wirbelsäule geschlossen werden darf, postulieren Mierau et al. (1988), dass das MCP des Mittelfingers und ein ZAG großemäßig vergleichbar seien. Außerdem sei ein MCP leichter zugänglich als ein Fazettengelenk, weshalb die Wahl in experimentellen Untersuchungen häufig auf ein solches fällt. Entgegen dieser Behauptung führen Cascioli et al. (2003) an, dass zervikale ZAG sich von MCP-Gelenken nicht nur in Form, Größe, Art und Ausmaß der möglichen Bewegung unterscheiden, sondern auch mehr umgebendes Gewebe und vor allem stärkere Muskulatur aufweisen. Zudem zeigten ZAG ein aus biomechanischer Sicht anderes Verhalten bei Traktion. Diese Faktoren könnten das völlig unterschiedliche Ansprechen von zervikalen ZAG auf eine Manipulation verglichen mit den Fingergrundgelenken erklären.

Méal et al. (1986) schlossen vom MCP III auf zervikale ZAG einzig und allein aus dem Grund, dass die Frequenz-Wellen der aufgenommenen Audiosignale des Knackens aus MCP und ZAG exakt übereingestimmt hätten. Reggars zieht diese Aussage in seiner 1996 erschienenen Arbeit über Aufnahme-Techniken und die Analyse des Gelenkknackens in Zweifel, da seiner Meinung nach weder eine großemäßige Übereinstimmung von MCP-Gelenken und ZAG bestehen würde noch hätten Méal et al. adäquate Angaben zum verwendeten Aufnahme-Equipment sowie zur Aufnahmemethode gemacht. Darüber hinaus würde ihre Verwendung eines 1kHz-Filters keine ausreichende Bandbreite für eine volle Spektralanalyse des Audiosignals liefern. Somit sei die Validität ihrer Arbeit in Bezug auf Knackgeräusche aus den ZAG der Halswirbelsäule grundsätzlich infrage zu stellen.

Auch Dunning et al. (2017) und Mourad et al. (2019) sprechen sich gegen eine Gleichsetzung von MCP-Gelenken und ZAG aus. Longitudinaler Traktion mit einer rechtwinkligen Separation der Gelenkflächen beim MCP stünde ein Gleiten in den ZAG gegenüber.

Dies relativierend präsentierte *Harwich 2017* ein theoretisches Modell, nach dem Kavitation in den MCP- und den zervikalen Fazettengelenken über asymmetrische Separation gleichermaßen möglich sei.

Belege dafür, dass der „audible crack“ aus den Fazettengelenken herrührt, sehen *Conway et al. (1993)* für die ZAG der Brustwirbelsäule und *Cramer et al. (2000)* sowie *Evans (2002)* für die Lendenwirbelsäule. Diese Aussagen basieren jedoch auf Rückschlüssen, die man aus dem Status von Fazettengelenken nach einer Manipulation in der jeweiligen Region abgeleitet hat und nicht auf Beobachtung.

Es knackt auch mal bei einer Mobilisation

Viele Therapeut*innen machen in ihrem Arbeitsalltag die Erfahrung, dass auch bei einer impulsfreien Mobilisation ein Knacken ausgelöst werden kann. Ein Impuls scheint also nicht immer notwendig zu sein, um dieses akustische Phänomen zu erzeugen.

Dass Knackgeräusche auch bei langsamen Mobilisationen auftreten können, bestätigen neben *Suter et al. (1994)*, auch *Méal et al. (1995)*, *Herzog et al. (2001)* und *Bolton et al. (2007)*. Auf die Frage, ob die impulsfreie Erzeugung des Knackens (durch Mobilisation) mit der Generierung durch eine Impulsbehandlung hinsichtlich der Therapieeffekte gleichzusetzen ist, soll aus Gründen der Komplexität hier jedoch nicht weiter eingegangen werden. Und auf die Frage, ob das Knacken bei einer Manipulationsbehandlung dasselbe ist, wie jenes, das bei alltäglichen Bewegungen wahrzunehmen ist, lässt sich keine vollumfängliche Antwort geben. Es scheint sich jedoch auch hier um ein Unterdruckphänomen zu handeln, was ja Parallelen zu den Beobach-

tungen an peripheren Gelenken, allen voran den MCP-Gelenken, vermuten lässt. *Watson et al. (1989)* sahen jedenfalls „Kavitation“ (und somit den „audible crack“) als Konsequenz normaler Gelenkbewegungen.

Ob sich immer dieselbe Ursache, also derselbe Mechanismus hinter dem Knacken verbirgt, lässt sich leider auch noch nicht mit Sicherheit sagen.

Hypothesen-Allerlei

Neben den bereits erwähnten Hypothesen zur Entstehung des Geräuschs bei der Manipulation von Gelenken wurden in der Wissenschaft noch weitere Theorien zu diesem Thema diskutiert.

So vermutete 1969 *Sandoz* die Gelenkkapsel als Quelle des Knackens. Ihre Kollagenfasern würden über einen Schwellenwert gedehnt und ruckartig in die Länge gezogen werden.

Cyriax (1974) hielt es für denkbar, dass das Zurückversetzen von Teilen des Nucleus pulposus der Bandscheibe sowohl für eine Symptomlinderung als auch für den „audible crack“ verantwortlich zeichnen könnte.

Brodeur (1995) schlug vor, dass das elastische Zurückschnellen der synovialen Kapsel für das Knackphänomen verantwortlich sein könnte. Kapsuloligamentäres Gewebe würde während der Gelenkseparation nach innen gezogen, um ein gleichbleibendes Gelenkbinnenvolumen zu gewährleisten. Die Spannung in den kapsulären Bändern steige daraufhin stark an, bis diese dann plötzlich von der Synovialflüssigkeit, der sie anliegen, zurückschnappten. Dies produziere das hörbare Knacken und außerdem einen Hohlraum an der kapsulosynovialen Grenzschicht. Als Reaktion auf die plötzliche Zunahme des Gelenkvolumens bildeten sich Bläschen am Rand des Gelenks, die sich schließlich zu einer großen Blase im Zentrum vereinen würden. Die Kavitation würde bei dieser Überlegung also die Folge von abgelaufenen (Knack-)Prozessen

sein und nichts mit der Generierung eines Geräuschs zu tun haben.

Brodeur sah jedoch auch einen Kavitationsvorgang als mögliche Ursache für das Knackgeräusch an, wenn die Separation von Gelenkflächen über deren elastische Barriere hinaus geschehen würde.

Wie lautet denn nun das Fazit?!

Die Frage, was bei der Manipulation knackt, kann also noch immer nicht abschließend beantwortet werden. Offensichtlich entstehen aus einer scheinbar einfachen Frage zahlreiche weitere, von denen sich nicht nur die ausführenden Therapeut*innen einige stellen, sondern auch die Adressaten dieser Behandlungsmethode, unsere Patient*innen. Es ist sicher hilfreich, jene undogmatisch über die momentan bekannten Effekte von (spinalen) Manipulationsverfahren aufzuklären, um allzu strukturell und mechanistisch behafteten Vorstellungen entgegenzuwirken.

In Bezug auf die Wirbelsäule beispielsweise sieht *Flynn (2006)* deutliche Hinweise darauf, dass eine spezifische Technik oder ein konkretes Zielsegment nicht annähernd so viel Einfluss auf das Ergebnis haben wie das Auffinden einer geeigneten Subgruppe für (lumbale) Manipulation. *Bialosky et al.* stellten 2010 fest, dass eine Schmerzlinderung bei Patient*innen mit LWS-Beschwerden auch ohne das Knacken bei der chiropraktischen Intervention eintritt. *Sillevis et al. (2011)* fanden keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich einer Schmerzreduktion zwischen thorakal manipulierten Patient*innen mit erfolgreichem Knacken und der Gruppe, bei der das Phänomen nicht auftrat. Beide mit Manipulation versorgten Gruppen hatten jedoch eine signifikante Schmerzreduktion im Vergleich zur Gruppe, die mit Mobilisation behandelt wurde.

Die Eingangsfrage ist also vielleicht gar nicht der „Knackpunkt“, vielmehr sollte eine geeignete Vorauswahl der Patient*innen sowie die Integration der Manipulation in den befundori-

Der größte therapeutische Nutzen des Knackens ist möglicherweise nicht physiologischer, sondern psychologischer Natur (*Bakker et al. 2004*). Somit könnte ein wirkungsstarker Placeboeffekt für sowohl Patient*innen als auch Behandler*innen entstehen.

entierten Behandlungsplan angestrebt werden (siehe u.a. *Flynn 2006*). Dafür können zum Beispiel klinische Vorhersageregeln oder spezielle Klassifikations-Systeme herangezogen werden (z.B. *Childs et al. 2004*, *Saavedra-Hernández et al. 2011*, *Alrwaily et al. 2017*). Und womöglich lässt sich in ein paar Jahren oder Jahrzehnten, wenn die Bildraten der Tomografen ordentlich zugelegt haben, eine verlässliche Aussage über die genaue Herkunft des Knackens treffen.

Karim Alam ■
info@praxis-foca.de

Literatur

Achalandabaso A, Plaza-Manzano G, Lomas-Vega R, Martínez-Amat A, Camacho MV, Gassó M, Hita-Contreras F, Molina F. Tissue damage markers after a spinal manipulation in healthy subjects: a preliminary report of a randomized controlled trial. Dis Markers. 2014;2014:815379. doi: 10.1155/2014/815379. Epub 2014 Dec 25. PMID: 25609853; PMCID: PMC4291009.

Alrwaily M, Timko M, Schneider M, Kawchuk G, Bise C, Hariharan K, Stevens J, Delitto A. Treatment-based Classification System for Patients With Low Back Pain: The Movement Control Approach. Phys Ther. 2017 Dec 1;97(12):1147-1157. doi: 10.1093/ptj/pzx087. PMID: 30010971.

Bakker M, Miller J. Does an audible release im-

prove the outcome of a chiropractic adjustment? *J Can Chiropr Assoc.* 2004 Sep;48(3):237-9. PMID: 17549126; PMCID: PMC1769448.

Barrow M.S. et al. (2002) A Study of Cavitation Phenomena Using an Atomic Force Microscope. In: Imre A.R., Maris H.J., Williams P.R. (eds) *Liquids Under Negative Pressure*. NATO Science Series (Series II: Mathematics, Physics and Chemistry), Vol 84. Springer, Dordrecht. https://doi.org/10.1007/978-94-010-0498-5_21

Barrow MS, Bowen WR, Hilal N, Al-Hussany A, Williams PR, Williams RL, et al. A study of the tensile properties of liquids in confined spaces using an atomic force microscope. *Proc R Soc A Math Phys Eng Sci.* 2003; 459: 2885–2908.

Benjamin TB, Ellis AT. The Collapse of Cavitation Bubbles and the Pressures thereby Produced against Solid Boundaries. *Philos Trans R Soc London Ser A, Math Phys Sci.* 1966; 260: 221–240.

Bereznick DE, Pecora CG, Ross JK, McGill SM. The refractory period of the audible „crack“ after lumbar manipulation: a preliminary study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2008 Mar;31(3):199-203. doi: 10.1016/j.jmpt.2008.02.002. PMID: 18394496.

Bialosky JE, Bishop MD, Robinson ME, George SZ. The relationship of the audible pop to hypoalgesia associated with high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: a secondary analysis of an experimental study in pain-free participants. *J Manipulative Physiol Ther.* 2010 Feb;33(2):117-24. doi: 10.1016/j.jmpt.2009.12.008. PMID: 20170777; PMCID: PMC2837475.

Bolton A, Moran RW, Standen C. An investigation into the side of joint cavitation associated with cervical spine manipulation. *International Journal of Osteopathic Medicine* 10(4):88-96 DOI:10.1016/j.ijosm.2007.10.004

Boutin RD, Netto AP, Nakamura D, et al. „Knuckle Cracking“: Can Blinded Observers Detect Changes with Physical Examination and Sonography?.

Clin Orthop Relat Res. 2017;475(4):1265-1271. doi:10.1007/s11999-016-5215-3

Brennen CE. 2014. *Cavitation and Bubble Dynamics*. 1st Ed. Cambridge University Press. p 1-268.

Brodeur R. The audible release associated with joint manipulation. *JMPT.* 1995;18: 155–164

Bro-Jørgensen J, Dabelsteen T. Knee-clicks and visual traits indicate fighting ability in eland antelopes: multiple messages and back-up signals. *BMC Biol.* 2008;6:47. Published 2008 Nov 5. doi:10.1186/1741-7007-6-47

Cascioli V, Corr P, Till Ag AG. An investigation into the production of intra-articular gas bubbles and increase in joint space in the zygapophyseal joints of the cervical spine in asymptomatic subjects after spinal manipulation. *J Manipulative Physiol Ther.* 2003 Jul-Aug;26(6):356-64. doi: 10.1016/S0161-4754(03)00075-7. PMID: 12902964.

Chandran Suja V, Barakat AI. A Mathematical Model for the Sounds Produced by Knuckle Cracking. *Sci Rep.* 2018 Mar 29;8(1):4600. doi: 10.1038/s41598-018-22664-4. PMID: 29599511; PMCID: PMC5876406.

Chen, You Lung et al. Mechanism of cavitation damage in thin liquid films : collapse damage vs. inception damage. *Wear* 153 (1992): 31-51.

Childs JD, Fritz JM, Flynn TW, Irrgang JJ, Johnson KK, Majkowski GR, Delitto A. A clinical prediction rule to identify patients with low back pain most likely to benefit from spinal manipulation: a validation study. *Ann Intern Med.* 2004 Dec 21;141(12):920-8. doi: 10.7326/0003-4819-141-12-200412210-00008. PMID: 15611489.

Conway P, Herzog W, Zhang Y, et al. Forces required to cause cavitation during spinal manipulation of the thoracic spine. *Clin Biomech.* 1993;8:210–214.

Cramer GD, Tuck NR Jr, Knudsen JT, Fonda SD,

Schliesser JS, Fournier JT, Patel P. Effects of side-posture positioning and side-posture adjusting on the lumbar zygapophysial joints as evaluated by magnetic resonance imaging: a before and after study with randomization. *J Manipulative Physiol Ther.* 2000 Jul-Aug;23(6):380-94. doi: 10.1067/mmt.2000.108145. PMID: 10951308.

Curtis P. Spinal manipulation: does it work? *Occupational Med: State of the Art Reviews* 1988;3:31-44.

Cyriax J. *Textbook of orthopaedic medicine*. Vol 2. 9th ed. London: Bailliere Tindall; 1974.

de Oliveira Silva D, Pazzinato MF, Priore LBD, Ferreira AS, Briani RV, Ferrari D, Bazett-Jones D, Azevedo FM. Knee crepitus is prevalent in women with patellofemoral pain, but is not related with function, physical activity and pain. *Phys Ther Sport.* 2018 Sep;33:7-11. doi: 10.1016/j.ptsp.2018.06.002. Epub 2018 Jun 6. PMID: 29890402.

Demoulin C, Baeri D, Toussaint G, Cagnie B, Beer-naert A, Kaux JF, Vanderthommen M. Beliefs in the population about cracking sounds produced during spinal manipulation. *Joint Bone Spine.* 2018 Mar;85(2):239-242. doi: 10.1016/j.jb-spin.2017.04.006. Epub 2017 Apr 26. PMID: 28456600.

Deweber K, Olszewski M, Ortolano R. Knuckle cracking and hand osteoarthritis. *J Am Board Fam Med.* 2011 Mar-Apr;24(2):169-74. doi: 10.3122/jabfm.2011.02.100156. PMID: 21383216.

Dunning J, Mourad F, Zingoni A, Iorio R, Perreault T, Zacharko N, de Las Peñas CF, Butts R, Cleland JA. CAVITATION SOUNDS DURING CERVICOTHORACIC SPINAL MANIPULATION. *Int J Sports Phys Ther.* 2017 Aug;12(4):642-654. PMID: 28900571; PMCID: PMC5534155.

Evans DW. Mechanisms and effects of spinal high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: previous theories. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002 May;25(4):251-62. doi: 10.1067/

mmt.2002.123166. PMID: 12021744.

Fick R. 1911. Zum Streit um den Gelenkdruck. *Anat. Hefte*. Springer-Verlag 43:397–414.

Flynn TW, Fritz JM, Wainner RS, Whitman JM. The audible pop is not necessary for successful spinal high-velocity thrust manipulation in individuals with low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84:1057-1060

Flynn TW. There's more than one way to manipulate a spine. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2006 Apr;36(4):198-9. doi: 10.2519/jospt.2006.0105. PMID: 16676868.

Gál JM, Herzog W, Kawchuk GN, Conway PJ, Zhang YT. Biomechanical studies of spinal manipulative therapy (SMT): Quantifying the movements of vertebral bodies during SMT. *J Can Chiro Assoc* 1994;38:11-24.

Gál JM, Herzog W, Kawchuk GN, Conway PJ, Zhang YT. Forces and relative vertebral movements during SMT to unembalmed post-rigor human cadavers: peculiarities associated with joint cavitation. *J Manipulative Physiol Ther* 1995;18:4-9.

Gál JM, Herzog W, Kawchuk GN, Conway PJ, Zhang YT. Movements of vertebrae during manipulative thrusts to unembalmed human cadavers. *J Manipulative Physiol Ther* 1997;20:30-40.

Harwich AS. Joint Manipulation: Toward a General Theory of High-Velocity, Low-Amplitude Thrust Techniques. *J Chiropr Humanit.* 2017 Mar 31;24(1):15-23. doi: 10.1016/j.echu.2017.01.001. PMID: 29463963; PMCID: PMC5812894.

Herzog W, Kats M, Symons B. The effective forces transmitted by high-speed, low-amplitude thoracic manipulation. *Spine* 2001;26: 2105–10.

Herzog W. The mechanical, neuromuscular, and physiologic effects produced by spinal manipulation. In: Herzog W, editor. *Clinical biomechanics of spinal manipulation*. New York, NY: Churchill

Livingstone; 2000. p. 191-207.

Hood WH. On the so-called bone setting, its nature and results. *Lancet* 1871; 6: 304-310; 7: 334-339, 372-374, 441-443

Kawchuk GN, Fryer J, Jaremko JL, Zeng H, Rowe L, Thompson R. Real-time visualization of joint cavitation. *PLoS One*. 2015 Apr 15;10(4):e0119470. doi: 10.1371/journal.pone.0119470. PMID: 25875374; PMCID: PMC4398549.

Knapp R, Daily J, Hammitt F. Cavitation. New York: McGraw-Hill; 1970. p. 728.

Kuhl T, Ruths M, Chen YL, Israelachvili J. Direct visualization of cavitation and damage in ultrathin liquid films. *J Heart Valve Dis*. 1994 Apr;3 Suppl 1:S117-27. PMID: 8061865.

Lee M, Gál JM, Herzog W. Biomechanics of manual therapy. In: Dvir Z, editor. *Clin Biomech*. Philadelphia: Churchill Livingstone; 2000. p. 209-38.

Lord Rayleigh VIII. On the pressure developed in a liquid during the collapse of a spherical cavity. *Philos Mag Ser 6*. 1917; 34: 94-98.

Maigne JY, Vautravers P. Mechanism of action of spinal manipulative therapy. *Joint Bone Spine* 2003;70:336-41.

Méal GM, Scott RA. Analysis of the joint crack by simultaneous recording of sound and tension. *J Manipulative Physiol Ther*. 1986 Sep;9(3):189-95. PMID: 3772264.

Mierau D, Cassidy JD, Bowen V, Dupuis P, Notfall F. Manipulation and mobilization of the third metacarpophalangeal joint - a quantitative radiographic and range of motion study. *Manual Med* 1988; 3: 135-40.

Mourad F, Dunning J, Zingoni A, Iorio R, Butts R, Zacharko N, Fernández-de-Las-Peñas C. Unilateral and Multiple Cavitation Sounds During Lumbar Spinal Manipulation. *J Manipulative Physiol Ther*. 2019 Jan;42(1):12-22. English. doi:

10.1016/j.jmpt.2018.08.002. PMID: 31054595.

Nordheim Y. 1938. Eine neue Methode, den Gelenkknorpel, besonders die Kniegelenkmenisken, röntgenologisch darzustellen (ohne Zuhilfenahme eingespritzten Kontrastmittels). *Fortschr. Röntgenstr.* 57:479-495.

Pazzinatto MF, de Oliveira Silva D, Azevedo FM, Pappas E. Knee crepitus is not associated with the occurrence of total knee replacement in knee osteoarthritis - a longitudinal study with data from the Osteoarthritis Initiative. *Braz J Phys Ther*. 2019;23(4):329-336. doi:10.1016/j.bjpt.2018.09.009

Reggars JW. Recording techniques and analysis of the articular crack. A critical review of the literature. *Australas Chiropr Osteopathy*. 1996 Nov;5(3):86-92. PMID: 17987144; PMCID: PMC2050620.

Rizvi A, Loukas M, Oskouian RJ, Tubbs RS. Let's get a hand on this: Review of the clinical anatomy of „knuckle cracking“. *Clin Anat*. 2018 Sep;31(6):942-945. doi: 10.1002/ca.23243. Epub 2018 Oct 18. PMID: 30080300.

Robertson CJ, Hurley M, Jones F. People's beliefs about the meaning of crepitus in patellofemoral pain and the impact of these beliefs on their behaviour: A qualitative study. *Musculoskelet Sci Pract*. 2017 Apr;28:59-64. doi: 10.1016/j.msksp.2017.01.012. Epub 2017 Feb 2. PMID: 28171780.

Roston JB, Haines RW. Cracking in the metacarpophalangeal joint. *J Anat*. 1947 Apr;81(Pt 2):165-73.

Saavedra-Hernández M, Castro-Sánchez AM, Fernández-de-Las-Peñas C, Cleland JA, Ortega-Santiago R, Arroyo-Morales M. Predictors for identifying patients with mechanical neck pain who are likely to achieve short-term success with manipulative interventions directed at the cervical and thoracic spine. *J Manipulative Physiol Ther*. 2011 Mar-Apr;34(3):144-52. doi:

10.1016/j.jmpt.2011.02.011. Erratum in: *J Manipulative Physiol Ther*. 2011 Sep;34(7):496. Saavedra-Hernández, Manuel [corrected to Saavedra-Hernández, Manuel]. PMID: 21492749.

Sandoz R. The significance of the manipulative crack and other articular noises. *Ann Swiss Chiropr Assoc* 1969;4:47-68.

Sillevis R, Cleland J. Immediate effects of the audible pop from a thoracic spine thrust manipulation on the autonomic nervous system and pain: a secondary analysis of a randomized clinical trial. *J Manipulative Physiol Ther*. 2011 Jan;34(1):37-45. doi: 10.1016/j.jmpt.2010.11.007. PMID: 21237406.

Smith BE, Moffatt F, Hendrick P, Bateman M, Rathleff MS, Selfe J, Smith TO, Logan P. The experience of living with patellofemoral pain-loss, confusion and fear-avoidance: a UK qualitative study. *BMJ Open*. 2018 Jan 23;8(1):e018624. doi: 10.1136/bmjopen-2017-018624. PMID: 29362256; PMCID: PMC5786111.

Suter E, Herzog W, Conway PJ, Zhang YT. Reflex response associated with manipulative treatment of the thoracic spine. *J Neuromusculoskelet Syst* 1994;2:124-30.

Swezey RL, Swezey SE. The consequences of habitual knuckle cracking. *West J Med*. 1975 May;122(5):377-9. PMID: 1130029; PMCID: PMC1129752.

Trevena D. Cavitation and the generation of tension in liquids. *J Phys D Appl Phys*. 1984; 17:2139-2164.

Unsworth A, Dowson D, Wright V. A bioengineering study of cavitation in the metacarpophalangeal joint. *Ann Rheum Dis* 1971;30:348-58.

Washio S. Recent developments in cavitation mechanisms: cavitation inception in separating water flows. Cambridge: Woodhead; 2014

Watson P, Kernohan WG, Mollan RAB. A study of the cracking sounds from the metacarpophalangeal joint. *Proc Inst Mech Eng (H)* 1989;203:109-18.

Manuelle Therapie in der Ergotherapie in München

Vier Module: HWS, Schultergürtel, Ellenbogen und Hand mit insgesamt 110 Unterrichtseinheiten machen Euch fit in den Themen:

- Funktionelle Anatomie und Biomechanik
- Anatomie in vivo

- Assessments/Scores
- Mobilisation und Stabilisation bei verschiedenen Pathologien
- Eigenübungen für den Patienten
- Strukturierte, evidenzbasierte Untersuchung

Start ist am **28.10.2022!**

<https://www.digotor.info/kurse/manuelle-therapie-in-der-ergotherapie-muenchenmuenchen10>

Ist er zu stark oder zu schwach? Hat er eine Funktion für die Lendenwirbelsäule (LWS) oder die Hüfte? Es gibt viele Meinungen und Theorien zum M. psoas major. In den sozialen Medien zeichnet sich aktuell ein Trend ab, gezielt diesen Muskel zu trainieren. Aber macht das Sinn oder eher nicht? Und wenn ja, wofür?

Anatomie zum Einstieg

Der M. psoas major ist ein langer Muskel in der Körpermitte, der die LWS und die Hüfte miteinander verbindet. Der posteriore Teil des Muskels hat seinen Ursprung an den Proc. transversi, der anteriore Teil an den Wirbelkörpern und Bandscheiben des letzten Brustwirbels und aller fünf Lendenwirbeln. Auf Höhe von L5-S2 verbindet er sich mit dem M. iliacus und setzt als M. iliopsoas am Trochanter minor an (Lifshitz 2020, Siccardi 2018). Faszial verfügt der M. psoas major durch das mediale Lig. arcatus pubis über eine Verbindung zum Diaphragma. Die inferior-medialen Aspekte des Muskels gehen in die Faszie des Beckenbodens über. Durch eine weitere fasziale Verbindung zum M. transversus abdominis entsteht so ein komplexes muskuläres System, dass sich wie ein Zylinder an die Lendenwirbelsäule legt (Gibbons 2007).

Funktion auf die Lendenwirbelsäule

Aufgrund der anatomischen Lage ist es schwer, direkte Messmethoden für den Muskel anzuwenden. Gibbons und Kollegen (2007) weisen darauf hin, dass der M. psoas major wegen seiner Anatomie und kurzen Bewegungshebeln primär eher eine axiale Kompression auf die Lendenwirbelsäule und weniger eine Scherkraft ausübt. Diese Kompressionskräfte werden vermutlich von den anterioren Faszikeln des Muskels ausgeführt und erhöhen dadurch die Steifigkeit der Lendenwirbelsäule. Diese Steifigkeit könnte wiederum nützlich sein, um auftretenden Scherkräften gegenüber standzuhalten. Die oberen Faszikel des Muskels von L1-3 zeigen eine kleine Extensionsfähigkeit, die unteren Faszikel von L4-5 eine Flexionsfähigkeit. Regev und Kollegen (2011) untersuchten an 13 Kadavern die biomechanischen Aspekte und passiven Spannungszustände des M. psoas major an der Lendenwirbelsäule. Dafür wurde jeweils eine

Muskelbiopsie in 0° und 90° Hüftgelenkflexion genommen, um das Sarkomer-Längen-Spannungssystem zu berechnen. Das Forscherteam berechnete anhand dieser Methode eine passive optimale Sarkomerlänge bei einer Hüftgelenkflexion von 120° und kam zu dem Schluss, dass sich die Aktivierung des M. psoas bei leichter LWS-Flexion verstärkt. Dabei arbeitet der M. psoas major antagonistisch zu den posterioren paraspinalen Muskeln M. erector spinae und M. multifidus. Interessanterweise weisen die passiven Eigenschaften des M. psoas major starke Ähnlichkeiten zum M. erector spinae auf, was auf eine dynamische Wechselwirkung beider Muskeln auf die Lendenwirbelsäule hindeutet.

Diese oben genannte Wechselwirkung wird auch bei den Themen „Sitzen und Rumpfaktivierung“ deutlich. Hier sind die Studien von Park et al. (2013) interessant. Diese Kolleg*innen untersuchten die EMG-Aktivität des M. psoas major und M. quadratus lumborum in Relation zum M. erector spinae bei unterschiedlichen Sitzpositionen bei Patient*innen mit wiederkehrenden Rückenschmerzen und einer gesunden Kontrollgruppe. Die Rückenschmerzpatient*innen wurden weiterhin anhand einer hohen und einer geringen EMG Aktivierung des M. erector spinae in einer Lordosehaltung in zwei Gruppen eingeteilt. Die Messung des Psoas und Quadratus erfolgte über eine intramuskuläre Fine-Wire-Messmethode, indem über eine Einstichkanüle auf Höhe L3/4 der Leitungsdraht des EMG platziert und über Ultraschall kontrolliert wurde.

Die Rückenschmerz-Subgruppe mit einer geringeren EMG-Aktivierung des M. erector spinae zeigten bei einer Lordosehaltung eine erhöhte Aktivierung des posterioren M. psoas major und des posterioren Anteils des M. quadratus lumborum. Bei den Patient*innen, bei denen eine höhere EMG Aktivierung des Rückenstreckers vorlag, waren die M. psoas major und Quadratusanteile weniger aktiv, ebenso wenig wie in der Kontrollgruppe. Diese Beobachtung der Mehr-

aktivierung des posterioren M. psoas major bei einem schwachen M. erector spinae könnte als stabilisierende Funktion dieses Psoasanteils interpretiert werden.

In weiteren Studien applizierten Rachel Park und Kolleg*innen (2013) bei gleichem Studiendesign (rezidive Rückenschmerzen vs gesunde Kontrollgruppe) einzelne oder kombinierte Widerstände aus unterschiedlichen Richtungen (Extension, Flexion, Lateralflexion) auf sitzende Patient*innen. Der posteriore Anteil des Psoas-muskels wurde in der Rückenschmerz-Subgruppe mit geringer M. erector spinae Aktivierung bei einem Widerstand gegen ipsilaterale Lateralflexion und Extension mehr aktiviert, als in der Kontrollgruppe. Der anteriore Muskelanteil wurde mit einem ipsilateralen Lateralflexionswiderstand aktiviert, jedoch ebenfalls bei einer Kombination aus Lateralflexion mit Flexions- oder Extensionswiderstand. Bei der Kontrollgruppe zeigten sich keine Veränderungen bei einem Flexions oder Extensionswiderstand. Die Autor*innen um Park diskutieren hierbei wieder die kompensierende Unterstützung des M. psoas major bei einer defizitären Rumpfmuskulatur (Abb.1).

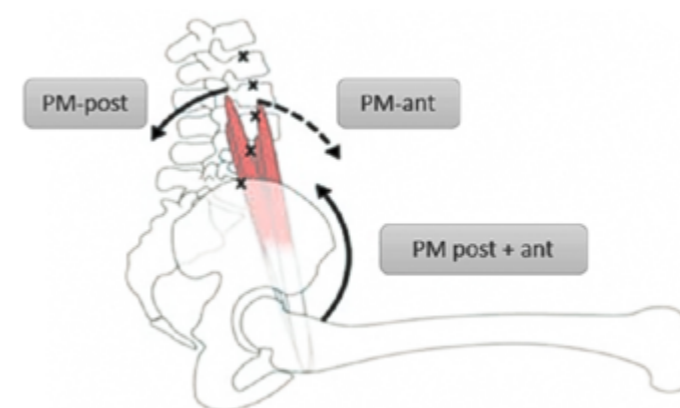


Abb. 1: Aktivität der unterschiedlichen Anteile des Muskels M. psoas major, PM-post: posteriorer Anteil des M. psoas majors; PM-ant: anteriorer Anteil des M. psoas majors

Funktion auf die Hüfte

Der stabilisierende Einfluss des M. psoas major auf die Hüfte wird ebenfalls in der aktuellen Literatur diskutiert (Hirase et al. 2021). Hirase et al. (2021) inkludierten für ihr Review 3 Studien, die einen stabilisierenden Effekt des M. iliopsoas auf das Hüftgelenk untersuchten. Die neuste Studie, Yoshio et al. (2002), analysierte an 35 Kadavern die Reaktion eines künstlich stimulierten Gewebes in 7 verschiedenen Hüftgelenkwinkeln. Andersson et al. (1995/1997) erhoben in 2 Studien bei gesunden Proband*innen EMG-Messungen beim Stehen, Gehen und Sitzen. Die 3 Studien kommen überein, dass ein stabilisierender Effekt des M. psoas major in einem Hüftflexionswinkel zwischen 0-15° stattfindet.

Intramuskuläre Fine-Wire-EMG-Ableitungen wurden von Yamane et al. (2019) bei einem aktiven SLR angewandt. Dabei untersuchten die Kolleg*innen die Aktivierung der Hüftflexoren in Abhängigkeit des Hüftbeugewinkels, sowie zweier unterschiedlicher Abduktions- und ARO-Stellungen (Tab.1).

Neben dem M. psoas major und M. iliacus wurden die Muskeln Mm. rectus femoris, sartorius, tensor fascia latae und adductor longus oberflächlich abgeleitet. Nach einer Gewöhnungsphase wurde die isometrische willkürliche Maximalkraft für alle Muskeln als Referenzwert manuell getestet. Die Autor*innen konnten eine zunehmende Aktivierung des M. psoas major mit steigender HG-Flexion erkennen, die sich konstant unabhängig von der ABD- oder Rotation-Komponente zeigte. Betrachtet man gezielt den M. iliopsoas, zeigt der M. iliacus bei einer ARO-Komponente eine Zunahme der EMG-Aktivität, wobei die des M. psoas major minimal reduziert ist (keine Signifikanz). Die beste Aktivierung des M. iliacus und des M. psoas major wird bei 60° HG-Flex, 20° Abduktion und 30° Außenrotation erzielt.

	30/0/0	45/0/0	60/0/0	30/0/30	45/0/30	60/0/30
Psoas major	34.0 (21.9-50.2)	48.8 (27.9-67.3)	60.8 (40.2-73.0)	35.9 (25.0-61.6)	45.6 (28.0-57.8)	54.3 (33.8-67.1)
Iliacus	38.4 (25.2-44.3)	40.6 (37.6-52.6)	44.1 (36.0-80.0)	32.5 (23.8-50.4)	48.9 (41.8-65.0)	59.0 (46.3-77.9)
Rectus femoris	32.2 (25.7-38.4)	29.7 (25.3-38.5)	28.7 (22.6-35.8)	24.9 (21.9-32.4)	24.4 (19.7-32.9)	25.3 (18.8-37.6)

	30/20/0	45/20/0	60/20/0	30/20/30	45/20/30	60/20/30
Psoas major	44.5 (25.8-58.6)	47.7 (31.0-64.6)	60.8 (42.4-78.9)	41.1 (23.8-56.4)	50.3 (26.6-68.3)	67.1 (30.8-83.9)
Iliacus	35.0 (26.8-48.5)	41.2 (35.0-66.9)	47.6 (42.8-74.4)	36.7 (32.5-46.7)	46.7 (35.6-60.0)	65.2 (45.2-68.2)
Rectus femoris	24.0 (22.4-33.9)	30.0 (24.8-35.0)	31.2 (27.9-38.5)	26.4 (21.5-32.6)	24.4 (22.7-29.4)	24.5 (20.5-33.9)

Tabelle 1: Aktivierung der Hüftflexoren beim ASLR in % MVC, mod. nach Yamane et al. (2019).

Einfluss der aktiven Flexion bei stabilem Rumpf

Jeon et al. (2018) untersuchten ebenfalls wie Yamane et al. (2019) den ASLR. Dabei wurde einmal ein normaler ASLR ausgeführt und die auftretende kompensatorische Beckenrotation gemessen. Anschließend führten die Proband*innen erneut einen ASLR des gleichen Beines aus, jedoch mit einer Co-Aktivierung der kontralateralen Hüftbeuger, in dem das kontralaterale Bein 2,5cm von der Unterlage an hoben wurde. Die Beckenrotation konnte in der Studie von $7,24 \pm 3,15^\circ$ auf $2,17 \pm 1,33^\circ$ reduziert werden. Gleichzeitig erhöhten sich die EMG-Aktivitäten der Rumpfmuskulatur, die über eine kleinere Unterstützungsfläche und schwächeres Punktum fixum zu erklären sein könnten.

Hu und Kolleg*innen (2011) untersuchten das EMG der Hüftflexoren und deren zeitliche Aktivierung bei einer normalen ASLR-Testung und einer ASLR-Testung mit Zusatzgewicht (50% des Beingewichtes des Proband*innen). Der M. adductor longus, M. rectus femoris und der M. iliacus wurden in dieser zeitlichen Reihenfolge als erstes aktiviert. Die beiden M. psoas major hingegen wurden als letztes vor der Bewegung

aktiviert und zeigten im Seitenvergleich keine Signifikanz. Zeitlich betrachtet scheint die Rolle des M. psoas major der ipsilateralen und kontralateralen Seite nicht das Wichtigste zu sein. Wurde das Zusatzgewicht zu der normalen ASLR-Testung hinzugefügt, wurden alle der oben genannten ipsilateralen Muskeln noch früher aktiviert. Logischerweise hat sich das EMG-Potenzial aller abgeleiteten Muskeln mit dem eingebrachten Gewicht erhöht. Der kontralaterale M. psoas major war der einzige der abgeleiteten Muskeln, der mit Zusatzgewicht seine Muskelaktivierung erhöhte und veranschaulicht dadurch seine Bedeutung als Stabilisator der Lendenwirbelsäule.

Die brandneue Studie von Okubo et al. (2021) bestätigt die oberen Resultate. Die Aktivität des M. rectus femoris dominiert am Anfang der Bewegung aufgrund des größeren Lastarms und besseren Kraftarms gegenüber dem M. psoas major. Mit zunehmendem Hüftflexionswinkel wird der Lastarm des abgehobenen Beines kleiner, aber der Kraftarm des M. psoas major größer, was in einer größeren Kraftentwicklung des M. psoas major resultiert. Anders als in der Studie von Hu et al. (2011) ist in dieser Studie der M. psoas major (-33 ± 245 ms) vor dem M. rectus femoris (-3 ± 119 ms) und den abdominalen Muskeln aktiv. Die Autor*innen deuten diesen Effekt als mögliche stabilisierende Funktion des M. psoas major auf die Lendenwirbelsäule.

Autor	Pathologie	Gemessen	Ergebnis
Mak et al. 2020	Unilaterale Hüft-Tep	CSA und fettige Infiltration mit MRT von M. psoas	Signifikant CSA ↓ auf betroffener Seite Fettige Infiltration ↑
Peiris et al. 2020	Hüftarthrose	CSA mit MRT von Mm adductoren, M.psoas	CSA M. adductor longus et magnus ↓ ↓, M. psoas ↓ Fettige Infiltration Mm Adductoren ↑, M. psoas ↑ ↑
Lintang et al. 2020	Akut und chron LBP	CSA und fettige Infiltration mit MRT von paraspinalen Muskeln	Akuter LBP: Verfettung Grad 1 M. erector spinae, Grad 2: M. multifidus und M.psoas Chron LBP: mehr fettige Infiltration auf allen Ebenen
Ploumis et al. 2011	LBP mit monosegmentaler Bandscheibendegeneration	CSA mit MRT von paraspinalen Muskeln	M. multifidus 13.1% ↓, M. erector spinae 21.8% ↓, M. quadratus 24.8% ↓ und M. psoas 17.1% ↓

Tabelle 2: Veränderungen der Cross- Sectional-Area bei Hüft- und Lendenwirbelsäulenpathologien.

Ist nun der Muskel zu stark?

Um diese Frage zu beantworten, werden MRT-Studien aus der Literatur herangezogen, die den Muskelquerschnitt bei Hüft- oder Lendenwirbelsäulenpathologien untersucht haben (Tab. 2).

Mak und Kollegen (2020) untersuchten in ihrer retrospektiven Studie 341 Patient*innen mit unilateraler Hüft-TEPs mittels MRT. Schwerpunkt war es zu analysieren, ob die operierte und nicht operierte Seite sich in Bezug zum Muskelquerschnitt (Muscle Cross-Sectional Area - CSA) und zu der fettigen Infiltration nach 8 Jahren postoperativ unterschieden. Die Autor*innen fanden eine signifikante CSA-Reduktion auf der operierten im Vergleich zur nicht operierten Seite. Weiterhin hatte sich auch der Verfettungsgrad auf der operierten Seite im Untersuchungszeitraum verschlechtert. Ergänzend zu diesen Ergebnissen können Peiris et al. (2020) aufzeigen, dass Patient*innen bei milden-moderaten Hüftarthrosen (Kellgren-Lawrence ≤ 3) eine bessere Funktion und weniger Schmerz bei einer größeren CSA der Mm. adductor longus & magnus und des M. psoas major zeigten. Anzumerken ist, dass bei der Peiris-Studie die CSA der Adduktoren wichtiger für die gute Funktion war, als die CSA des Psoas major. Jedoch betrifft die fettige Infiltration in

dieser Studie mehr den Psoas major (Grad 2) als die Adduktoren (Grad 1).

Lintang et al. (2020) untersuchten die CSA und den Verfettungsgrad bei 52 Patient*innen mit Rückenschmerzen, eingeteilt in eine akute (<12 Wochen) und eine chronische (>12 Wochen) Gruppe. In der Akutgruppe manifestierte sich bei knapp 1/3 eine Verfettung Grad 1 am M. erector spinae, M. multifidus und M. psoas major. In der chronischen Gruppe war bei fast allen Proband*innen bei den oben genannten Muskeln ein Grad 1 Verfettung zu erkennen. Die Bereiche von L5/S1 sind bei allen paraspinalen Muskeln, in dieser Studie speziell der M. multifidus, am deutlichsten betroffen und zeigten eine größeren Verfettungsgrad (Grad 2-3). In einer aktuellen Zusammenfassung von Pourahmadi et al. (2020) gibt es aber auch gegenteilige Studien, die keine Reduktion (Hyun et al. 2016) und sogar einen größeren CSA (Abbas et al. 2016) bei den oben genannten Muskeln fanden.

Hyun et al. (2016) untersuchten die Muskulatur und fettige Infiltration anhand 20 Proband*innen mit degenerativer Lumbalkyphose mit Rückenschmerz. Bei näherer Analyse der Studie zeigten nur die Bereiche L4 und L5 eine signifikante Veränderung. Gleichzeitig fand das Forscherteam an der dorsalen paraspinalen Muskelgruppe aus M. erector spinae und M. multifidus eine größere Verfettung. Die Studie von Abbas et al. (2016) untersuchte anhand von diagnostizierten Spinalkanalstenosen die Muskeldichte und CSA der paraspinalen Muskeln. Interessanterweise konnten diese Autor*innen

bei allen 3 Muskeln eine größere Muskeldichte in der Stenosengruppe gegenüber einer Kontrollgruppe feststellen. Die CSA der paraspinalen Muskeln war in dieser Studie nur beim M. erector spinae signifikant, obwohl nur der M. psoas major bei der Muskeltestung schwach abschnitt und der M. multifidus nicht. Pourahmadi et al. (2020) kritisieren die Studien von Hyun et al. (2016) und Abbas et al. (2016), da diese in ihrer Studienpopulation nicht den Aktivitätsgrad der Proband*innen erhoben hatten, was ihrer Meinung nach als Confounder zu interpretieren ist. Chen und Kollegen (2011) stellten den Aktivitätsgrad in Zusammenhang mit dem Muskelquerschnitt und dem Verfettungsgrad bei lumbalen Spinalstenosen (Symptombdauer $2,76 \pm 2,56$ Jahre) her. Teilnehmende mit einem höheren Aktivitätslevel hatten im Vergleich zu weniger leistungsfähigen Teilnehmenden einen signifikant größeren Querschnitt des M. psoas major und signifikant geringere Verfettungswerte des M. multifidus. Spannend bei dieser Studie ist, dass der BMI bei der CSA-Reduktion und dem Grad der Verfettung keine entscheidende Rolle spielte.

Eine Arbeit von Kim et al. (2014) untersuchte in diesem Zusammenhang den Effekt eines 8-wöchigen Stabilisationstrainings auf die CSA der paraspinalen Muskeln bei Patient*innen mit degenerativen Diskusveränderungen auf der Höhe von L4/5. Nach einem 10-minütigen Warm-Up folgte eine Kombination aus verschiedenen Trainingssequenzen für Rumpfstabilisation und Psoas-Aktivierung. In den ersten 4 Wochen wurde mit einer Intensität von 30-40% und in den letzten 4 Wochen mit 40-50% der

individuellen Maximalkraft trainiert. Nach 8 Wochen konnte eine deutliche Schmerzreduktion (VAS $6,12 \pm 1,24$ auf $2,43 \pm 1,14$) und Funktionsverbesserung (ODI $20,18 \pm 7,14$ auf $8,81 \pm 5,73$) erzielt werden. Die CSA verbesserte sich signifikant sowohl für die Mm. multifidi als auch für die Mm. psoas major (Tab. 3)

Ähnliche signifikante Ergebnisse für die CSA des M. psoas major ($19,7 \pm 5,5 \text{ cm}^2$ auf $21,4 \pm 5,6 \text{ cm}^2$) konnten die Proband*innen bei Tachi et al. (2011) in innerhalb 23 Trainingseinheiten erreichen.

Fazit

Der M. psoas major ist ein interessanter und wichtiger Muskel, der die Lendenwirbelsäule stabilisiert und Schwächen umliegender Strukturen kompensieren kann. In der Hüfte stabilisiert er zu Beginn den Hüftkopf in der Pfanne und wird mit zunehmender Flexionsstellung des Hüftgelenks zusammen mit dem M. iliacus zum wichtigsten Hüftbeuger. Klinisch kann der M. psoas major bei diversen Pathologien der Hüfte und Lendenwirbelsäule eine Veränderung in der Dichte und im Querschnitt zeigen. Daher sollte der Muskel in die Rehabilitation beider Regionen integriert werden.

Tabelle 3: Auswirkung des Stabilisationstrainings auf Cross-Sectional-Area, mod. nach Kim (2014).

Rechter Multifidius	$386.1 \pm 77.8 \text{ mm}^2$	$411.9 \pm 94.3 \text{ mm}^2$
Linker Multifidius	$386.1 \pm 78.3 \text{ mm}^2$	$410.6 \pm 91.1 \text{ mm}^2$
Rechter Psoas major	$893.0 \pm 311.5 \text{ mm}^2$	$929.0 \pm 335.6 \text{ mm}^2$
Linker Psoas major	$872.5 \pm 334.0 \text{ mm}^2$	$907.9 \pm 343.8 \text{ mm}^2$

Marc Brose ■
marcbrose@web.de

Literatur

Chen Y, Pao J, Liaw C, Hsu W, Yang R. Image changes of paraspinal muscles and clinical correlations in patients with unilateral lumbar spinal stenosis. Eur Spine J. 2014; 23: 999–1006

Gibbons S. Assessment und Rehabilitation der stabilisierenden Funktion des M. psoas major. Manuelle Therapie. 2007; 11: 177-187

Hirase T, Mallett J, Barter L, Dong D, McCulloch P, Harris J. Is the iliopsoas a femoral head stabilizer? A systematic review. Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation. 2020; 6: 847-853

Hyun S, Bae D, Lee C, Hoon S, Seung-Chul R. Fatty degeneration of the paraspinal muscle in patients with degenerative lumbar kyphosis. A new evaluation method of quantitative digital analysis using MRI and CT scan. Clinical Spine Surgery. 2016; 29: 441-447

Jeon I. Effect of psoas major pre-activation on electromyographic activity of the abdominal muscles and pelvic rotation during active leg raising. J. Phys. Ther. Sci. 2018; 28: 491–494

Kim S, Kim H, Chung J. Effects of spinal stabilization exercise on the cross-sectional areas of the lumbar multifidus and psoas major muscles, pain intensity, and lumbar muscle strength of patients with degenerative disc disease. J. Phys. Ther. Sci. 2014; 26: 579–582

Lifshitz L, Bar S, Gal N, Martin R, Fleitman M. Iliopsoas the hidden muscle: Anatomy, diagnosis, and treatment. American College of Sports Medicine. 2020; 19: 6-14

Lintang P, Rahardjo P, Setiawati R. MRI evaluation of paraspinal muscle fatty infiltration in low back pain patients. International Journal of Re-

search Publications 2020; 59, 1-11

Mak D, Chisholm C, Davies A, Botchu R, James S. Psoas muscle atrophy following unilateral hip arthroplasty. Skeletal Radiology 2020; 49: 1539–1545

Okubo Y, Kaneoka K, Hasebe K, Matsunaga N, Imai A, Hodges P. Differential activation of psoas major and rectus femoris during active straight leg raise to end range. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2021; 60: 1-7

Park R, Tsao H, Cresswell A, Hodges P. Changes in direction-specific activity of psoas major and quadratus lumborum in people with recurring back pain differ between muscle regions and patient groups. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2020; 23: 734-740

Park R, Tsao H, Cresswell A, Hodges P. Changes in regional activity of the psoas major and quadratus lumborum with voluntary trunk and hip tasks and different spinal curvatures in sitting. Journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2013; 43: 74-82

Peiris W, Cicuttini F, Constantinou F, Yaqobi A, Hussain S, Wluka A, Urquhart D, Barrett R, Kennedy B, Wang Y. Association between hip muscle cross sectional area and hip pain and function in individuals with mild-to-moderate hip osteoarthritis: a cross-sectional study Musculoskeletal Disorders. 2020; 21:316-321

Pourahmadi M, Asadi M, Dommerholt J, Yeganeh A. Changes in the macroscopic morphology of hip muscles in low back pain. J. Anat. 2020; 236: 3-20

Regev I, Kim C, Tomiya A, Lee Y, Ghofrani H, Garfin S, Lieber R, Ward S. Psoas muscle architectural design, in vivo sarcomere length range, and passive tensile properties support its role as a lumbar spine stabilizer. SPINE. 2011; 36, 1666–1674

Siccardi MA, Tariq MA, Valle C. Anatomy, bony pelvis and lower limb, psoas major. 2018

Tachi T, Oguri K, Torii S, Kobayashi K, Fujii K, Kim J, Nho S. Changes in psoas major and Quadriceps cross sectional area in elderly people after 12 weeks of exercise Journal of Life Science. 2011; 21: 1-8

Schon entdeckt? Unsere Kursreihe **UNKOMPLIZIERT UND PRAXISNAH UNTERSUCHEN UND BEHANDELN**

Wir stellen Dir in dieser Kursreihe einfache, praktische und evidenzbasierte Ansätze zur Behandlung von Beschwerden im Schulter- und HWS-Bereich und in der Lenden-Becken-Hüftregion vor. Dabei stehen die Untersuchung, Klassifizierung sowie eine trainingsbasierte Therapie im Fokus.

Diese interaktiven sehr praktisch gehaltenen Kurse richten sich an alle Fachkräfte im Gesundheitssystem, unabhängig von Beruf und Erfahrung. Die Inhalte basieren auf einfachen, praxisnahen, evidenzbasierten Prinzipien, die anpassbar und auf alle Bereiche übertragbar sind. Ein einfacher Ansatz kann sowohl effektiv als auch effizient sein. Keep it simple!

Folgende Kurse aus der Reihe **UNKOMPLIZIERT UND PRAXISNAH UNTERSUCHEN UND BEHANDELN** haben wir für Euch im Angebot:

- SCHULTERBESCHWERDEN
- HWS, SCHULTERGÜRTEL UND CO
- LENDEN-BECKEN-HÜFTREGION

Ein weiterer Kurs, der diese Fortbildungsreihe optimal ergänzt:

- AKTIVE RÜCKENTHERAPIE - SELBSTMANAGEMENT ZUR SCHMERZREDUKTION

Termine für Darmstadt, Ludwigsburg und Konstanz findet ihr auf unserer Homepage unter "Themenkurse Klinische Orthopädie": <https://www.digotor.info/kurse/index.php>

Eine Übung für den Quadrizeps?

Tom ist Physiotherapeut. Mit vielen seiner Patient*innen mit Verletzungen oder Beschwerden an den unteren Extremitäten trainiert er an der Beinpresse, um die knie- und hüftstreckende Muskulatur zu kräftigen. Doch welche Muskeln sind dabei wirklich in welchem Ausmaß involviert? Bei welchen Pathologien ist die Beinpresse besonders gut geeignet und bei welchen sind andere Übungen zu bevorzugen?



Dieser Artikel stellt die Ergebnisse aus der systematischen Übersichtsarbeit von Isabel Martín-Fuentes und Kollegen vor, die im Jahr 2020 veröffentlicht wurde (Martín-Fuentes et al. 2020). Die Autor*innen analysierten die Literatur bezüglich der Aktivität unterschiedlicher Muskeln, gemessen mittels Oberflächenelektromyografie, bei der Durchführung der Beinpresse in verschiedenen Varianten. In den eingeschlossenen zwölf Studien waren die Proband*innen alleamt gesund und zwischen 20 und 35 Jahre alt. Acht Untersuchungen wurden mit männlichen, drei mit weiblichen und nur eine mit gemischten Testpersonen durchgeführt. Alle Proband*innen hatten Erfahrung mit dem Training an der Beinpresse von mindestens sechs Monaten. Die Autor*innen schlossen Untersuchungen mit un-

erfahrenen Proband*innen aus, da Anfänger*innen bei Übungen häufig eine etwas andere Muskelaktivität zeigen, als Personen, die bereits mit dem Bewegungsablauf vertraut sind.

Die Beinpresse in der Standardvariante

Eine echte Standardvariante der Beinpresse ist nicht definiert. In der Arbeit von Martín-Fuentes et al. ist die Standardvariante als Durchführung in sitzender Position mit leicht nach hinten geneigtem Oberkörper beschrieben. Die Bewegung findet zwischen ungefähr 90° Knieflexion bis zur vollständigen oder nahezu vollständigen Extension statt. Dabei zeigen der Vastus medi-

alis und lateralis die höchste Muskelaktivität, dicht gefolgt vom Rectus femoris. In beugungsnahen Winkelgraden ist diese Aktivität höher als in gestreckten und mit der Intensität der Übung nimmt sie zu. Gleiches gilt auch für den Tibialis anterior. Die höchste Aktivität zeigen diese Muskeln bei einer Kniegelenkstellung von etwa 90°.

Die Aktivität des Biceps femoris und Gastrocnemius ist dagegen deutlich geringer, steigt jedoch mit der Streckung des Kniegelenks. Ihre höchste Aktivität wird bei 30° im Kniegelenk erreicht.

Die Varianten der Beinpresse

Verschiedene Varianten der Durchführung der Beinpresse wurden untersucht:

- Füße auf der Fußplatte hoch- und tiefgestellt
- Füße auf der Fußplatte nach oben (0°) und außen (30°) zeigend
- Fußabstand auf der Fußplatte breit und schmal
- Rückenlehne 45° nach hinten geneigt
- mit Widerstand in Hüftadduktion mit einem Ball zwischen den Knien und Hüftabduktion mit einem elastischen Band um die Knie
- unilateral

Fußposition

Aus der Literaturanalyse von Martin-Fuentes und Kollegen geht hervor, dass die Fußposition auf der Fußplatte der Beinpresse (hoch/tief, 0/30°, breit/schmal) keinen bedeutenden Einfluss auf die Aktivität des Quadrizeps hat. Das gilt zumindest dann, wenn die Übung mit geringer Intensität durchgeführt wird. Mit höherer Intensität steigt bei tiefer Fußposition die Aktivität des Rectus femoris etwas an. Bei hoher Fußposition erhöht sich die Aktivität des Gluteus maximus und Biceps femoris.

Ob sich die Aktivität einzelner Muskeln verändert, wenn die Füße nach außen statt nach oben gerichtet sind, ist nicht eindeutig. Einige Studien zeigen, dass sich bei einer Fußposition von 30° die Aktivität des Vastus medialis erhöht. Andere bestätigen das jedoch nicht.

Position der Rückenlehne

Im Vergleich zum Rectus femoris und Biceps femoris steigt die Aktivität des Vastus medialis jedoch bei 45° nach hinten geneigter Rückenlehne, noch stärker die des Gluteus maximus. Dennoch ist letztere dabei niedriger als bei einer aufgerichteteren Rückenlehne mit einer hohen Fußposition.

Ausführung mit Widerständen

Ein Ball zwischen den Knien, gegen den eine adduktorische Kraft aufgebracht wird, erhöht die Aktivität des Adduktor longus und des Vastus medialis. Ein Band um die Knie, gegen das eine abduktorische Kraft erzeugt wird, reduziert dagegen die Aktivität des Vastus medialis.

Unilaterale Ausführung

Nur eine Studie untersuchte die unilaterale Beinpresse. Dabei wurde eine etwas höhere Aktivität des Vastus medialis als bei anderen unilateralen Übungen, wie dem Step-up, Step-down und Active Straight Leg Raise, gemessen.

Das Problem bei der Studieninterpretation

Bei der Analyse der einzelnen Studien traten zwar die beschriebenen Aktivitätsmuster der einzelnen Muskeln bei der Durchführung der Beinpresse und ihrer Varianten hervor, dennoch müssen laut der Autor*innen vordergründig folgende drei Aspekte bedacht werden:

- In den verschiedenen Untersuchungen wurde die Beinpresse mit unterschiedlichen Intensitäten durchgeführt. Das hat einen Ein-

fluss auf die Höhe der Muskelaktivität und das Verhältnis der Muskelaktivität einzelner Muskeln zueinander.

- Bei der Messung der Muskelaktivität mittels Oberflächenelektromyografie wurden die Elektroden nicht immer an gleicher Stelle platziert. Auch das kann eine unterschiedlich abgeleitete Aktivität einzelner Muskeln bei der gleichen Übungsvariante und -intensität zur Folge haben.
- Die meisten Studien wurden mit Männern durchgeführt. Da Frauen anthropometrische und biomechanische Unterschiede aufweisen und ihre Muskelaktivität bei der gleichen Übungen anders ist, können die Ergebnisse nicht unmittelbar übertragen werden.

Auf den Punkt

Die Autor*innen der einzelnen inkludierten Studien sind sich einig: Die Beinpresse ist eine quadrizepsdominante Übung! Das Training der Hüftstreckmuskulatur (Gluteus maximus und Hamstrings) steht dabei nicht im Fokus. Die höchste Muskelaktivität zeigen der Vastus medialis und lateralis, dicht gefolgt vom Rectus femoris – unabhängig von der Übungsvariante. Je höher die Übungsintensität, desto höher ihre Aktivität. Die höchste Aktivität weisen sie in gebeugten Kniegelenkwinkeln auf. Dagegen nimmt die Aktivität des Biceps femoris und Gastrocnemius mit zunehmender Streckung zu, zumindest bis zu einer 30°-Stellung.

Da die Fußposition auf der Fußplatte keinen oder nur einen geringen Einfluss auf die Höhe der einzelnen Muskelaktivitäten aufweist, kann diese von den Patient*innen selbst nach Belieben gewählt werden. Dies gilt zumindest für die Durchführung der Beinpresse mit niedriger Intensität.

Wann die Beinpresse mit ihren Varianten gut genutzt werden kann

Unabhängig von der Variante macht die Verwen-

dung der Beinpresse in erster Linie dann Sinn, wenn der Quadrizeps gekräftigt werden soll. Das kann zum Beispiel bei Patient*innen mit Kniegelenksarthrose oder einer vorderen Kreuzbandruptur der Fall sein. Bei einem rekonstruierten vorderen Kreuzband muss jedoch bedacht werden, dass die Kokontraktion der Hamstrings, verglichen mit beispielsweise der hüftdominanten Kniebeuge, geringer und damit die anteriore Translation der Tibia höchstwahrscheinlich größer ist.

Die unilaterale Kniebeuge eignet sich vor allem dann, wenn ein einseitiges Kraftdefizit des Quadrizeps vorhanden ist. In diesem Fall kann am schwächeren Bein mit der gleichen Krafttrainingsmethode (z. B. Hypertrophie) ein höherer Umfang trainiert werden, im Vergleich zum stärkeren (z. B. vier und zwei Sätze). So lässt sich das Defizit über eine Trainingsperiode ausgleichen.

In jedem Fall lässt sich festhalten, dass die Beinpresse und die herkömmliche hüftdominante Kniebeuge nicht beliebig austauschbar sind. Die verschiedenen Muskeln arbeiten bei den beiden Übungen mit unterschiedlichen Aktivitäten, obwohl bei beiden im geschlossenen System trainiert wird.

Patrick Hartmann ■
mail@patrick-hartmann.de

Literaturverzeichnis

Martín-Fuentes I, Oliva-Lozano JM, Muyor JM. Evaluation of the Lower Limb Muscles' Electromyographic Activity during the Leg Press Exercise and Its Variants: A Systematic Review. Int J Environ Res Public Health. 2020;17: 4626.

Unsere Kurse 2022 sind online!

Schaut Euch unser vielseitiges Kursangebot an!
Neu im Programm haben wir für Euch reine Online-Kurse, die ihr bequem von zuhause aus besuchen könnt.

<https://www.digotor.info/kurse/index.php>

Wir freuen uns auf Euch!

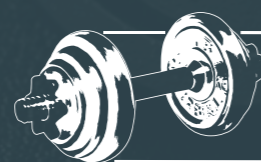
Osteopathieausbildung

inklusive möglicher Zertifikate:

- Manuelle Therapie
- Krankengymnastik am Gerät
- Vorbereitung auf die große Heilpraktikerprüfung

in München und Stuttgart

Fon +49 175 1202791
E-Mail info@digotor.info
Internet www.digotor.info



Fortbildungen für
Orthopädische Medizin
und Manuelle Therapie

Die lumbale Spinalkanalstenose (LSS) kommt, bedingt durch die Überalterung der Gesellschaft, immer häufiger vor. Ca. 11 % der Erwachsenen in der Gesamtbevölkerung zeigen die klinischen Zeichen einer LSS. Die Prävalenz in der primären Grundversorgung beträgt 25 % (Jensen et al. 2021, 2020).

Betroffen sind mit einem Durchschnittsalter von 62-69 Jahren eher ältere Menschen. Es ist daher nicht verwunderlich, dass zwischen der LSS und degenerativen Veränderungen der passiven und aktiven Strukturen ein starker Zusammenhang besteht (Xia et al. 2021). Die degenerative Form der LSS kommt am häufigsten vor.

Die LSS geht mit massiven Funktionseinschränkungen einher und reduziert insbesondere die Gehstrecke der Betroffenen. Dadurch entsteht nicht nur eine psychologische Belastung, sondern auch eine Gefahr für eine reduzierte allgemeine Gesundheit. Eine frühe Diagnostik und daraus abgeleitete Behandlungsinterventionen sind daher sowohl für Patient*innen als auch für das Gesundheitssystem relevant. Hierfür stehen verschiedene Assessmentverfahren zur Verfügung:

- **radiologisch:** Darstellung der Größe des Spinalkanals und/oder zu Grunde liegender struktureller Schäden
- **klinisch:** Symptomanamnese (z. B. Schmerz, sensible Symptome) bzw. Auswertung der Symptomreaktion auf Belastungsreize
- **funktionell:** Ermittlung der Gangleistung in verschiedenen Konditionen (z. B. auf ebener oder ansteigender Unterstützungsfläche)

Die Arbeitsgruppe um Tomkins-Lane fasste schon im Jahr 2016 das klinische Bild der lumbalen Spinalkanalstenose in einem Fragebogen zusammen. Die Expert*innen waren sich insgesamt einig, dass eine lumbale Spinalkanalstenose durch die Beantwortung von 7 Fragen mit hoher Wahrscheinlichkeit zu diagnostizieren ist. Wenn die ersten 6 Fragen mit „Ja“ beantwortet werden, liegt laut der Arbeitsgruppe zu 80 % eine degenerative LSS vor. Die Reihenfolge der

Fragen spiegelt die klinische Relevanz wider.

Frank Diemer ■
frank.diemer@digotor.info

Literatur:

Cook CJ, Cook CE, Reiman MP et al. Systematic review of diagnostic accuracy of patient history, clinical findings, and physical tests in the diagnosis of lumbar spinal stenosis. *European Spine Journal*. 2020; 29: 93.

Jensen RK, Harhangi BS, Huygen F et al. Lumbar spinal stenosis. *British Medical Journal*. 2021; 373: n1581.

Jensen RK, Jensen TS, Koes B, et al. Prevalence of lumbar spinal stenosis in general and clinical populations: a systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*. 2020; 29: 2143.

Rainville J, Bono JV, Laxer EB et al. Comparison of the history and physical examination for hip osteoarthritis and lumbar spinal stenosis. *Spine Journal*. 2019; 19: 1009.

Tomkins-Lane C, Melloh M, Lurie J et al. ISSLS prize winner: consensus on the clinical diagnosis of lumbar spinal stenosis. *Spine*. 2016; 41: 1239.

Xia G, Li X, Shang Y et al. Correlation between severity of spinal stenosis and multifidus atrophy in degenerative lumbar spinal stenosis. *BMC Musculoskeletal Disorders*. 2021; 22: 536.



Expertenkonsens über die wichtigsten Fragen in der klinischen Diagnostik der degenerativen lumbalen Spinalstenose

(Tomkins-Lane et al. 2016)

- | | | |
|--|-----------------------------|-------------------------------|
| 1. Haben Sie Schmerzen in Gesäß oder Bein während Sie gehen? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 2. Können Sie Ihre Symptome durch Vorneigen des Rumpfes bzw. durch Beugung der Lendenwirbelsäule verbessern? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 3. Können Sie Ihre Symptome lindern beim Abstützen auf einem Einkaufswagen oder beim Fahrradfahren? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 4. Hat der Patient sensorische oder motorische Störungen während des Gehens? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 5. Sind die Fußpulse vorhanden und symmetrisch? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 6. Hat der Patient eine Schwäche in der unteren Extremität? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |
| 7. Hat der Patient lumbale Rückenschmerzen? | ja <input type="checkbox"/> | nein <input type="checkbox"/> |

Auswertung:

Wenn die ersten 6 Fragen mit Ja beantwortet werden, dann sind sich Experten zu 80% sicher, dass eine degenerative lumbale Spinalstenose vorliegt.

Die Reihenfolge der Fragen spiegelt die Wichtigkeit wider, wenn es um die Diagnose einer degenerativen lumbalen Spinalstenose geht.

Quelle:

Tomkins-Lane C, Melloh M, Lurie J et al. ISSLS prize winner: consensus on the clinical diagnosis of lumbar spinal stenosis. Spine. 2016; 41: 1239.

Deutsche Übersetzung mit freundlicher Genehmigung von Christoph Thalhamer.

18. Symposium SSMT 2022

Swiss Sports Medicine for Tennis
**Konservative Orthopädie: Schmerz
 HWS assoziierte Syndrome**

Mittwoch, 26. Oktober 2022
Haus der Wirtschaft, Pratteln Schweiz

Das SSMT-Symposium findet seit 2003 statt und bietet ExpertInnen und interessierten Kreisen; v.a. PhysiotherapeutInnen, ÄrztInnen, TrainerInnen und sport-medizinisch interessierten Fachpersonen, mit Fachreferaten, Workshops und Ständen einen kommunikativen Erfahrungs- und Gedankenaustausch im Umfeld der Swiss Indoors Basel.

Join us!

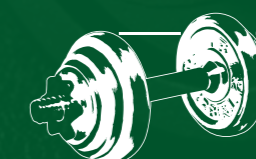
ssmt-tennis.ch | sart.ch



Bundesweite Zertifikatskurse in Manueller Therapie und Krankengymnastik am Gerät

- Osteopathieausbildung → Themenkurse in MTT und klinischer Orthopädie
- Cranio-mandibuläre Therapie → Inhouse-Schulungen → u.v.m.

Fon +49 175 1202791
 E-Mail info@digotor.info
 Internet www.digotor.info



Fortbildungen für
 Orthopädische Medizin
 und Manuelle Therapie

Das Impressum

RehaTrain - Zeitschrift für Prävention, Rehabilitation und Trainingstherapie

Herausgeber:

Fortbildungen für Orthopädische Medizin und Manuelle Therapie

DIGOTOR GbR

Austraße 30

74336 Brackenheim

Deutschland

ISSN 2566-6932 (Online)

ISSN 2512-8000 (Print)

Verlag:

RehaTrain, Selbstverlag

Austraße 30, 74336 Brackenheim Deutschland

Hauptverantwortliche Redakteurin:

Maike Heß (info@digotor.info)

Redaktion:

Volker Sutor (volker.sutor@digotor.info)

Frank Diemer (frank_diemer@web.de)

Nedeljko Goreta (nedi.goreta@digotor.info)

Stephanie Moers (stephaniemoers@googlemail.com)

Abonnement:

Die Zeitschrift RehaTrain erscheint viermal jährlich kostenlos als digitale Version und ist unter www.digotor.info bei Anmeldung zum Newsletter erhältlich.

Gebrauchsnamen:

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Handelsnamen, Warenbezeichnungen und dergleichen in dieser Zeitschrift berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Namen ohne Weiteres von jedermann benutzt werden dürfen; oft handelt es sich um gesetzlich geschützte eingetragene Warenzeichen, auch wenn sie nicht als solche gekennzeichnet sind.

Die Zeitschrift und alle in ihr enthaltenen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Nachdruck (auch auszugsweise) ist nur mit schriftlicher Genehmigung und Quellenangabe gestattet. Der Verlag hat das Recht, den redaktionellen Beitrag in unveränderter oder bearbeiteter Form für alle Zwecke, in allen Medien weiter zu nutzen. Für unverlangt eingesandte Bilder und Manuskripte übernehmen Verlag und Redaktion keinerlei Gewähr. Die namentlich gekennzeichneten Beiträge stehen in der Verantwortung des Autors.

Fort- und
Weiterbildungen

2022

Auch im Jahr 2022 profitieren Sie von den Seminarangeboten der Heimerer Akademie. An unseren Standorten in Berlin, Dresden, Leipzig, München und Stuttgart können Sie an unseren hochwertigen und praxisorientierten Fort- und Weiterbildungen teilnehmen. Informieren Sie sich im Internet oder fordern Sie den **Therapiekatatalog** direkt an.

Heimerer Akademie GmbH
Hohmannstraße 7b
04129 Leipzig
0800 23 25 23 3
akademie@heimerer.de
www.heimerer.de

heimerer 





Fortbildungen für
Orthopädische Medizin
und Manuelle Therapie

Fortbildungen für Orthopädische Medizin und Manuelle Therapie
DIGOTOR GbR

Austraße 30 · D-74336 Brackenheim

www.digotor.info