

Falk Mersmann/Sebastian Bohm/Adamantios Arampatzis

DYSBALANZEN DER MUSKEL- UND SEHNENADAPTATION

Notwendigkeit eines spezifischen Sehnentrainings im (Nachwuchs-)Leistungssport

Untersuchungsmethoden

Bestimmung von Gelenkmomenten und Muskelmorphologie

Im Rahmen der in diesem Beitrag beschriebenen Forschungsbemühungen wurde die Muskelkraft über das maximale Knie- bzw. Fußgelenkmoment mittels Dynamometrie bestimmt. Dazu wurden maximale willkürliche isometrische Gelenkstreckungen an einem Isokineten (Biode System 3, Biode Medical Inc., Shirley, New York, USA) durchgeführt. Das Messsystem ermittelt dabei die auftretenden Momente an dem Dynamometer. Da das Dynamometer-Mensch-System eine gewisse Nachgiebigkeit ausweist, kommt es auch während isometrischer Kontraktionen zu Änderungen des Gelenkwinkels und Abweichungen der Gelenk- zur Dynamometerdrehachse. Dies wiederum bedeutet, dass die durch das Dynamometer gemessenen Momente nicht gleich mit den resultierenden Gelenkmomenten sind. Durch den Einsatz eines Bewegungsanalysesystems (Vicon Nexus, Version 1.7.1, Vicon Motion Systems, Oxford, UK) können diese Abweichungen berücksichtigt werden (Arampatzis et al., 2004; 2005a). Da das Ziel verfolgt wird, das Knie- bzw. Fußgelenkmoment mit höchstmöglicher Genauigkeit zu bestimmen, werden die durch das Dynamometer gemessenen Momente um den Beitrag der Achsenverschiebung, der Gravitationskräfte und der antagonistisch wirkenden Muskulatur korrigiert (Arampatzis et al., 2004; Mademli et al., 2004).

Die Muskelmorphologie wird unter anderem durch das Muskelvolumen und den maximalen anatomischen Querschnitt (ACSAmax) beschrieben. Als Goldstandard zur Bestimmung von Volumen und ACSAmax in vivo gilt die Segmentierung von Magnetresonanztomographie-(MRT-)Aufnahmen (Mitsopoulos et al., 1998). Dabei wurden in unseren Studien im Falle des Oberschenkelmuskels alle 4,8 mm über die gesamte Länge des Muskels Transversalschnitte angefertigt und die

Konturen des M. vastus lateralis als Repräsentant des M. quadriceps femoris segmentiert (Osirix, Version 4.0, 64 bit, Pixmeo SARL, Bernex, CH). Aus der sich ergebenden Serie von Querschnittsflächen lässt sich der ACSAmax identifizieren und das Volumen über das Integral der Flächen über die Länge des Muskels berechnen (Mersmann et al., 2015b).

Bestimmung der mechanischen und morphologischen Eigenschaften von Sehnen

Die mechanischen und morphologischen Eigenschaften der Achilles- und der Patellarsehne werden mittels einer Kombination aus Dynamometrie, Kinematik, Ultrasonographie, Elektromyographie und Magnetresonanztomographie (MRT) erhoben.

Zur Messung der morphologischen Sehnen-eigenschaften Querschnitt und Länge werden transversale und sagittale MRT-Aufnahmen (T1-Gewichtung) des jeweiligen Gelenks herangezogen (Abbildung 4). Der Ursprung bzw. Ansatz der jeweiligen freien Sehne wird anhand dieser Aufnahmen identifiziert und alle transversalen Schnittbilder innerhalb dieser fixen anatomischen Grenzen werden anschließend segmentiert und für die Rekonstruktion der Sehne genutzt. Für jeden digitalisierten Querschnitt wird im Weiteren der geometrische Schwerpunkt über eine Delaunay-Triangulation berechnet und die Länge der freien Sehne als Länge der gekrümmten Bahn durch die Schwerpunkte bestimmt (Abbildung A). Da die Wirkungslinie der Patellarsehne nicht zwingend parallel zur Längsachse des MRT-Scanners und damit senkrecht zu den segmentierten Querschnitten der Transversalebene liegt, werden die Querschnitte an der Wirkungslinie orthogonal projiziert (Mersmann et al., 2014). Der Sehnenquerschnitt wird in 10-Prozent-Intervallen der Sehnenlänge dargestellt, um regionspezifische Anpassungen (Arampatzis et al. 2007a; Bohm et al. 2014) detektieren zu

können, bzw. der Mittelwert aller Querschnitte entlang der Sehnenlänge angegeben. Das MRT-basierte Verfahren ist durch eine hohe Reliabilität und Objektivität gekennzeichnet und entspricht deshalb derzeit dem Goldstandard zur Bestimmung von Achilles- und Patellarsehnenquerschnitten (Carroll et al., 2011; Couppé et al., 2014; Magnusson et al., 2003). Das alternative bildgebende Ultraschall-Verfahren kann diese Testgütekriterien derzeit nicht erfüllen (Bohm et al., 2016; Ekizos et al., 2013)

Die Bestimmung der Steifigkeit der Sehne in vivo (mechanische Eigenschaft) beruht auf der Ermittlung der Kraft-Längenänderungsrelation (Abbildung B). Die Sehnenkraft berechnet sich dabei als

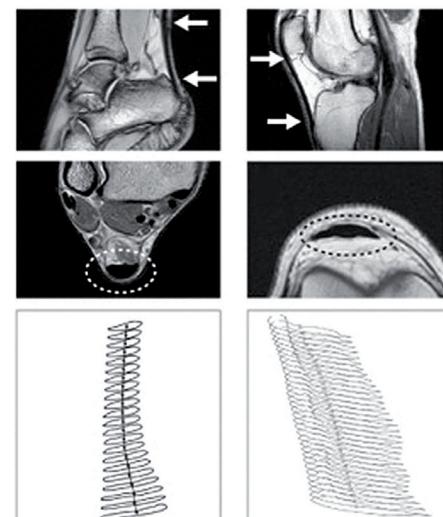


Abbildung A: Exemplarische sagittale (oben) und transversale (Mitte) Magnet-Resonanz-Tomographie-Bilder der freien Achillessehne (linke Spalte) und Patellarsehne (rechte Spalte). Die sagittalen Aufnahmen dienen der Identifikation der Sehnengrenzen vom proximalen Ursprung bis zur distalen Insertion (Pfeile). Die Sehnenquerschnitte zwischen diesen Grenzen werden anhand der Bilder segmentiert und zur Rekonstruktion der Sehnen verwendet (unten).

Quotient aus dem Gelenkmoment und dem Hebelarm der Sehne. Die Momente werden während maximaler willkürlicher isometrischer Kontraktionen (MVC) durch einen Dynamometer erfasst (Achillessehne: Kniewinkel von 180° und Fußgelenkwinkel von 90° [Fußsohle senkrecht zur Tibia]; Patellarsehne: Hüftwinkel von 90° und Kniewinkel im optimalen Bereich [~70°]) und um den Beitrag der Achsenverschiebung, der Gravitationskräfte und der antagonistisch wirkenden Muskulatur korrigiert (siehe den Abschnitt Bestimmung von Gelenkmomenten und Muskelmorphologie).

Für die Ermittlung der Sehnenhebelarme existieren verschiedene Ansätze jeweils für die Achilles- und Patellarsehne (Fath et al., 2010; Tsaopoulos et al., 2006). Ein etabliertes und von unserer Arbeitsgruppe genutztes Verfahren der Hebelarmbestimmung der Achillessehne ist die tendon-excision-Methode (An et al., 1984; Fath et al., 2010). Aus dem Verhältnis der Winkeländerung bei einer passiv geführten Fußgelenkrotation bei inaktiver Muskulatur und der durch Ultraschall bestimmten korrespondierenden Verlagerung des Muskel-Sehnen-Übergangs des M. gastrocnemius medialis kann der Hebelarm verlässlich berechnet werden (An et al., 1984; Fath et al., 2010; Tsaopoulos et al., 2006). Differenzen des Hebelarms zwischen Ruhe und maximaler Plantarflexion durch die Ausrichtung der Sehne können durch die von Maganaris und Kollegen empfohlenen Korrekturfaktoren berücksichtigt werden (Maganaris et al., 1998). Der Hebelarm der Patellarsehne

wird in unserer Arbeitsgruppe in einem dreidimensionalen Koordinatensystem als senkrechter Abstand der Wirkungslinie der Sehne (Ausgleichgrade durch die Querschnittszentren) zur Drehachse des Kniegelenks gemessen (Mersmann et al., 2014), welche in Anlehnung an Churchill et al. (1998) durch die Verbindungsline der Mittelpunkte zweier nach manueller Markierung der Rollflächen der lateralen und medialen Femurkondylen in sagittalen MRT-Scans über ein Least-Squares-Fitting angepassten Kreise definiert wird. Während der maximalen willkürlichen Kontraktionen (MVC), die über 3 bis 5 Sekunden mit kontinuierlichem Kraftanstieg bis zum Maximum durchgeführt werden, wird synchron zu den entstehenden Drehmomenten, aus denen die Sehnenkraft berechnet wird, die korrespondierende Längenänderung der jeweiligen Sehne mittels einer linearen Ultraschallsonde erfasst (Abbildung B). Die Verlagerung des Muskelsehnenübergangs des M. gastrocnemius medialis bzw. des knöchernen Ursprungs (distale Patellaspitze) und der Insertion (Tuberositas tibiae) sind repräsentativ für die Längenänderung der Achilles- bzw. Patellarsehne. Da Ansatz und Ursprung der Achillessehne räumlich nicht in einem Ultraschallbild dargestellt werden können, gilt für die Untersuchung der Längenänderung der Achillessehne ferner zu beachten, dass während einer maximalen „isometrischen“ Kontraktion im Gelenk, selbst unter Verwendung externer Fixierungen, eine Winkeländerung stattfindet (Arampatzis et al., 2005b; Magnusson et al.,

2001; Muramatsu et al., 2001). Die Verschiebung des Muskelsehnenübergangs, die nur auf der Gelenkwinkeländerung beruht, wird mittels Ultraschall bei einer passiven Rotation des Fußgelenkes durch das Dynamometer registriert und entsprechend mit der Verschiebung während der maximalen Plantarflexion verrechnet, um so die tatsächliche Längenänderung zu bestimmen (Arampatzis et al., 2005b; 2008). Um eine hohe Reliabilität zu garantieren, werden fünf Kontraktionen ausgeführt und die gemittelte Längenänderung aus den fünf Kontraktionen berechnet (Schulze et al., 2012). Eine Aufwärmperiode geht dabei den maximalen Kontraktionen voran, um Kriecheffekte der Sehne auszuschließen (Maganaris, 2003).

Die Steifigkeit der Achilles- und Patellarsehne wird aus dem Verhältnis des Anstiegs der Sehnenkraft zur assoziierten Sehnenelongation im Intervall von 50 bis 100 % der maximalen Sehnenkraft mittels linearer Regression kalkuliert. Der Young's Modulus als ein Indikator für die Materialeigenschaft der Sehne wird aus dem Verhältnis der Sehnenspannung zur Sehnendehnung zwischen 50 und 100 % der maximalen Sehnenspannung durch lineare Regression berechnet. Die Spannung ergibt sich aus dem Quotienten der Sehnenkraft und des gemittelten Sehnenquerschnitts, die Sehnendehnung entspricht dem Quotienten aus Sehnenelongation und Ruhelänge. Die Ruhelänge der Patellarsehne kann direkt in den Ultraschallbildern gemessen werden. Die Achillessehnenruhelänge (Tuberositas calcanei bis Muskelsehnenübergang M. gastrocnemius medialis) wird bei einem Kniewinkel von 180° und einem Fußgelenkwinkel von 110° (Plantarflexion) gemessen, da die Achillessehne in dieser Gelenkkonfiguration im entspannten Zustand ist (De Monte et al., 2006).

Effektives Sehnentraining

Übungsbeispiele für das Training der Patellar- und Achillessehne (siehe Abbildungen C und D).

Literatur

- Alexander, R. M. & Bennet-Clark, H. C. (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*, 265 (5590), 114-117.
- An, K. N., Takahashi, K., Harrigan, T. P. & Chao, E. Y. (1984). Determination of muscle orientations and moment arms. *Journal of Biomechanical Engineering*, 106 (3), 280-282.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K. & Albracht, K. (2007a). Adaptional responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *The Journal of Experimental Biology*, 210 (Pt 15), 2743-2753.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., De Monte, G., Stafilidis, S., Morey-Klapsing, G. & Bruggemann, G.

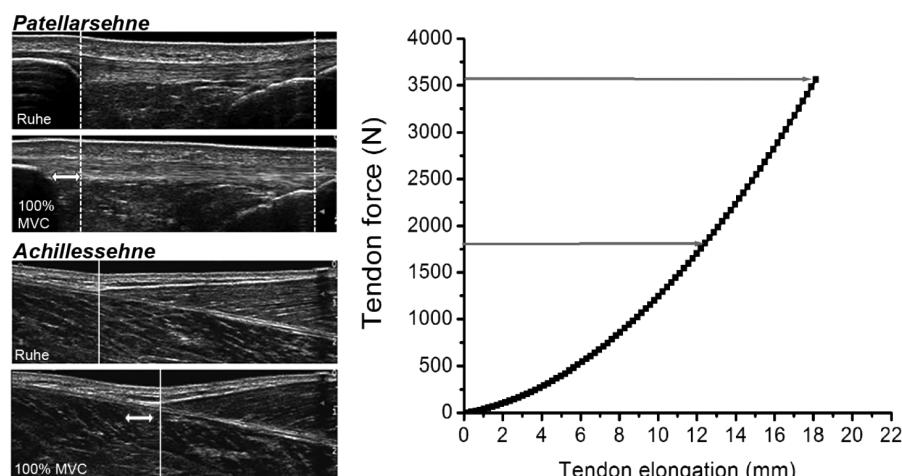


Abbildung B: Ultraschallaufnahme der Patellarsehne mit ihrem knöchernen Ursprung und Insertion sowie der Achillessehne mit dem Muskelsehnenübergang des M. gastrocnemius medialis in Ruhe und beim Plateau der maximalen willkürlichen Kontraktion. Die Verlagerung der anatomischen Kennpunkte während der Kontraktion ist repräsentativ für die Längenänderung der Sehne. Rechts dargestellt ist die korrespondierende Kraft-Längenänderungs-Kurve. Die Steifigkeit der Sehne beschreibt den Anstieg der Kurve zwischen 50 und 100 % der maximalen Sehnenkraft.

(2004). Differences between measured and resultant joint moments during voluntary and artificially elicited isometric knee extension contractions. *Clinical Biomechanics*, 19 (3), 277-283.

Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G. & Stafilidis, S. (2007b). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *Journal of Biomechanics*, 40 (9), 1946-1952.

Arampatzis, A., Monte, G. D. & Karamanidis, K. (2008). Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18 (3), 503-508.

Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., Karamanidis, K., DeMonte, G., Stafilidis, S. & Brüggemann, G.-P. (2005a). Differences between measured and resultant joint moments during isometric contractions at the ankle joint. *Journal of Biomechanics*, 38 (4), 885-892.

Arampatzis, A., Peper, A., Bierbaum, S. & Albracht, K. (2010). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *Journal of Biomechanics*, 43 (16), 3073-3079.

Arampatzis, A., Stafilidis, S., DeMonte, G., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G. & Brüggemann, G. P. (2005b). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *Journal of Biomechanics*, 38 (4), 833-841.

Archambault, J. M., Wiley, J. P. & Bray, R. C. (1995). Exercise loading of tendons and the development of overuse injuries. A review of current literature. *Sports Medicine*, 20 (2), 77-89.

Arnoczky, S. P., Tian, T., Lavagnino, M. & Gardner, K. (2004). Ex vivo static tensile loading inhibits MMP-1 expression in rat tail tendon cells through a cytoskeletally based mechanotransduction mechanism. *Journal of Orthopaedic Research*, 22 (2), 328-333.

Arnoczky, S. P., Tian, T., Lavagnino, M., Gardner, K., Schuler, P. & Morse, P. (2002). Activation of stress-activated protein kinases (SAPK) in tendon cells following cyclic strain: the effects of strain frequency, strain magnitude, and cytosolic calcium. *Journal of Orthopaedic Research*, 20 (5), 947-952.

Arya, S. & Kulig, K. (2010). Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *Journal of Applied Physiology*, 108 (3), 670-675.

Bobbert, M. F., Huijing, P. A. & van Ingen Schenau, G. J. (1986). A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping. *Journal of Biomechanics*, 19 (11), 887-898.

Bohm, S., Mersmann, F. & Arampatzis, A. (2015). Human tendon adaptation in response to mechanical loading: a systematic review and meta-analysis of exercise intervention studies on healthy adults. *Sports Medicine - Open*, 1, 7.

Bohm, S., Mersmann, F., Schroll, A., Mäkitalo, N. & Arampatzis, A. (2016). Insufficient accuracy of the ultrasound-based determination of Achilles tendon cross-sectional area. *Journal of Biomechanics* (doi:10.1016/j.jbiomech.2016.07.002).

Bohm, S., Mersmann, F., Tettke, M., Kraft, M. & Arampatzis, A. (2014). Human Achilles tendon plasticity in response to cyclic strain: effect of rate and duration. *Journal of Experimental Biology*, 217 (22), 4010-4017.

Bojsen-Møller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M. & Aagaard, P. (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *Journal of Applied Physiology*, 99 (3), 986-994.

Butler, D. L., Grood, E. S., Noyes, F. R. & Zernicke, R. F. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 6, 125-181.

1) Beinpresse

a) **Statisch
(Isometrisch)**



b) **Dynamisch, Betonung Exzentrik**



c) **Dynamisch, Konzentrik-Exzentrik**



Abbildung C: Exemplarische Übungen für ein effektives Patellarsehnentraining mittels Beinpresse. Wiederholte isometrische Kniestreckungen mit einer hohen Intensität ($\geq 85\%$ des willkürlichen Maximums; 3 s Belastungsdauer pro Wiederholung) bei ca. 70° Kniegelenkwinkel bieten eine sehr geeignete und kontrollierbare Belastungsform (1a). Darüber hinaus können dynamische Übungen mit einer Betonung der Exzentrik (eine Extremität unterstützt während der konzentrischen Phase das Anheben der Last, trägt jedoch nicht in der exzentrischen Phase bei; 1b) bzw. als klassische Konzentrik-Exzentrik-Folge eingesetzt werden (1c). Die dynamischen Übungen sollten entsprechend langsam ausgeführt werden, um die Mindestbelastungsdauer der Sehne im geeigneten Gelenkinkelbereich zu gewährleisten (eine Ausführungsdauer von etwa 6 s gewährleistet eine Belastungsdauer von ~3 s in dem Gelenkinkelbereich, in dem die notwendigen hohen Sehnenkräfte auftreten).

1) Beinpresse

a) **Statisch
(Isometrisch)**



b) **Dynamisch, Betonung Exzentrik**



2) Schlinge

**Statisch
(Isometrisch)**

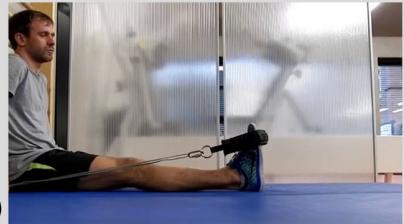


Abbildung D: Exemplarische Übungen für ein effektives Achillessehnentraining.

Wiederholte isometrische Fußgelenkstreckungen mit einer hohen Intensität ($\geq 85\%$ des willkürlichen Maximums; 3 s Belastungsdauer pro Wiederholung) bei ca. 90° Fußgelenkwinkel bieten eine sehr geeignete und kontrollierbare Belastungsform und sind sowohl an Kraftmaschinen als auch nicht-elastischen Schlingensystemen ausführbar (1a, 2). Darüber hinaus können dynamische Übungen mit einer Betonung der Exzentrik (eine Extremität unterstützt während der konzentrischen Phase das Anheben der Last, trägt jedoch nicht in der exzentrischen Phase bei; 1b) bzw. als klassische Konzentrik-Exzentrik-Folge eingesetzt werden. Die dynamischen Übungen sollten entsprechend langsam ausgeführt werden, um die Mindestbelastungsdauer der Sehne im geeigneten Gelenkinkelbereich zu gewährleisten (eine Ausführungsdauer von etwa 6 s gewährleistet eine Belastungsdauer von ~3 s in dem Gelenkinkelbereich, in dem die notwendigen hohen Sehnenkräfte auftreten).

- Carroll, C. C., Dickinson, J. M., LeMoine, J. K., Haus, J. M., Weinheimer, E. M., Hollon, C. J., Aagaard, P., Magnusson, S. P. & Trappe, T. A. (2011). Influence of acetaminophen and ibuprofen on *in vivo* patellar tendon adaptations to knee extensor resistance exercise in older adults. *Journal of Applied Physiology*, 111 (2), 508-515.
- Child, S., Bryant, A. L., Clark, R. A. & Crossley, K. M. (2010). Mechanical properties of the Achilles tendon aponeurosis are altered in athletes with Achilles tendinopathy. *The American Journal of Sports Medicine*, 38 (9), 1885-1893.
- Churchill, D. L., Incavo, S. J., Johnson, C. C. & Beynon, B. D. (1998). The transepicondylar axis approximates the optimal flexion axis of the knee. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 356, 111-118.
- Couppé, C., Kongsgaard, M., Aagaard, P., Vinther, A., Boesen, M., Kjaer, M. & Magnusson, S. P. (2013). Differences in tendon properties in elite badminton players with or without patellar tendinopathy. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23 (2), e89-95.
- Couppé, C., Svensson, R. B., Sødring-Elbrønd, V., Hansen, P., Kjær, M. & Magnusson, S. P. (2014). Accuracy of MRI technique in measuring tendon cross-sectional area. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 34 (3), 237-241.
- De Monte, G., Arampatzis, A., Stogiannari, C. & Karamanidis, K. (2006). *In vivo* motion transmission in the inactive gastrocnemius medialis muscle-tendon unit during ankle and knee joint rotation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16 (5), 413-422.
- Ekizos, A., Papatzika, F., Charcharis, G., Bohm, S., Mersmann, F. & Arampatzis, A. (2013). Ultrasound does not provide reliable results for the measurement of the patellar tendon cross sectional area. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23 (6), 1278-1282.
- Fath, F., Blazevich, A. J., Waugh, C. M., Miller, S. C. & Korff, T. (2010). Direct comparison of *in vivo* Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *Journal of Applied Physiology*, 109 (6), 1644-1652.
- Folland, J. P. & Williams, A. G. (2007). The adaptations to strength training: Morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Medicine*, 37, 145-168.
- Fredberg, U. & Stengaard-Pedersen, K. (2008). Chronic tendinopathy tissue pathology, pain mechanisms, and etiology with a special focus on inflammation. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18 (1), 3-15.
- Goldspink, G. (1985). Malleability of the motor system: a comparative approach. *The Journal of Experimental Biology*, 115, 375-391.
- Heinemeyer, K. M., Bjerrum, S. S., Schjerling, P. & Kjaer, M. (2011). Expression of extracellular matrix components and related growth factors in human tendon and muscle after acute exercise. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23 (3), e150-e161.
- Hulthen, L. (2001). GH is needed for the maturation of muscle mass and strength in adolescents. *Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 86 (10), 4765-4770.
- Ingelmark, B. E. (1948). Der Bau der Sehnen während verschiedener Altersperioden und unter wechselnden funktionellen Bedingungen. *Cells Tissues Organs*, 6 (1-2), 113-140.
- Kanehisa, H., Yata, H., Ikegawa, S. & Fukunaga, T. (1995). A cross-sectional study of the size and strength of the lower leg muscles during growth. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 72 (1-2), 150-156.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H. & Fukunaga, T. (2002). *In vivo* muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *The Journal of Physiology*, 540 (Pt 2), 635-646.
- Kjaer, M. (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiological Reviews*, 84 (2), 649-698.
- Kongsgaard, M., Reitelseder, S., Pedersen, T. G., Holm, L., Aagaard, P., Kjaer, M. et al. (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta physiologica*, 191 (2), 111-121.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Maki, A., Yata, H. & Tsunoda, N. (2011). Time course of changes in the human Achilles tendon properties and metabolism during training and detraining *in vivo*. *European Journal of Applied Physiology*, 112 (7), 2679-2691.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Yata, H., Tsunoda, N. & Kanehisa, H. (2010). Time course of changes in muscle and tendon properties during strength training and detraining. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24 (2), 322-331.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Ito, M. & Fukunaga, T. (2001). Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 91 (1), 26-32.
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H. et al. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39 (10), 1801-1810.
- Kubo, K., Teshima, T., Hirose, N. & Tsunoda, N. (2014). Growth changes in morphological and mechanical properties of human patellar tendon *in vivo*. *Journal of Applied Biomechanics*, 30 (3), 415-422.
- LaCroix, A. S., Duenwald-Kuehl, S. E., Lakes, R. S. & Vanderby, R. (2013). Relationship between tendon stiffness and failure: a metaanalysis. *Journal of Applied Physiology*, 115 (1), 43-51.
- Laitinen, O. (1967). The metabolism of collagen and its hormonal control in the rat with special emphasis on the interactions of collagen and calcium in the bones. *Acta Endocrinologica*, 56 (Suppl. 120), 1-86.
- Lavagnino, M., Arnoczky, S. P., Kepich, E., Caballero, O. & Haut, R. C. (2008). A finite element model predicts the mechanotransduction response of tendon cells to cyclic tensile loading. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 7 (5), 405-416.
- Le Gall, F., Carling, C., Reilly, T., Vandewalle, H., Church, J. & Rochcongar, P. (2006). Incidence of injuries in elite French youth soccer players: a 10-season study. *American Journal of Sports Medicine*, 34 (6), 928-938.
- Lian, O. B., Engebretsen, L. & Bahr, R. (2005). Prevalence of jumper's knee among elite athletes from different sports: a cross-sectional study. *American Journal of Sports Medicine*, 33 (4), 561-567.
- Mademli, L., Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G. & Bruggemann, G. (2004). Effect of ankle joint position and electrode placement on the estimation of the antagonistic moment during maximal plantarflexion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 14 (5), 591-597.
- Maganaris, C. N. (2003). Tendon conditioning: artefact or property? *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 270 (1), 39-42.
- Maganaris, C. N., Baltzopoulos, V. & Sargeant, A. J. (1998). Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: *in vivo* observations in man. *The Journal of Physiology*, 510 (3), 977-985.
- Magnusson, S. P., Aagaard, P., Dyhre-Poulsen, P. & Kjaer, M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis *in vivo*. *The Journal of Physiology*, 531 (1), 277-288.
- Magnusson, S. P., Beyer, N., Abrahamsen, H., Aagaard, P., Neergaard, K., & Kjaer, M. (2003). Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 58 (2), B123-B127.
- Malina, R. M., Bouchard, C. & Bar-Or, O. (2004). *Growth, Maturation, and Physical Activity*. Champaign, Ill.: Human Kinetics.
- Matos, N. & Winsley, R. J. (2007). Trainability of young athletes and overtraining. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6 (3), 353-367.
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. & Arampatzis, A. (2014). Evidence of imbalanced adaptation between muscle and tendon in adolescent athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 24 (4), E283-E289.
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. N. & Arampatzis, A. (2015a). Muscle and tendon adaptation in adolescent athletes: A longitudinal study. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* (doi: 10.1111/sms.12631).
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Boeth, H., Duda, G. N. & Arampatzis, A. (2015b). Muscle shape consistency and muscle volume prediction of thigh muscles. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 25 (2), e208-213.
- Mersmann, F., Bohm, S., Schroll, A., Marzilger, R. & Arampatzis, A. (in Vorbereitung). Athletic training affects the uniformity of muscle and tendon adaptation during adolescence. *Journal of Applied Physiology*.
- Mitchell, C. J., Churchward-Venne, T. A., West, D. W. D., Burd, N. A., Breen, L., Baker, S. K. et al. (2012). Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. *Journal of Applied Physiology*, 113 (1), 71-77.
- Mitsioupolos, N., Baumgartner, R. N., Heymsfield, S. B., Lyons, W., Gallagher, D. & Ross, R. (1998). Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *Journal of Applied Physiology*, 85 (1), 115-122.
- Muramatsu, T., Muraoka, T., Takeshita, D., Kawakami, Y., Hirano, Y. & Fukunaga, T. (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 90 (5), 1671-1678.
- Moss, B. M., Refsnes, P. E., Abildgaard, A., NicolaySEN, K. & Jensen, J. (1997). Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 75 (3), 193-199.
- Neugebauer, J. M. & Hawkins, D. A. (2012). Identifying factors related to Achilles tendon stress, strain, and stiffness before and after 6 months of growth in youth 10-14 years of age. *Journal of Biomechanics*, 45 (14), 2457-2461.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A. & Maganaris, C. N. (2010a). Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. *Journal of Anatomy*, 216 (5), 631-642.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A. & Maganaris, C. N. (2010b). *In vivo* measurements of muscle specific tension in adults and children. *Experimental Physiology*, 95 (1), 202-210.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A. & Maganaris, C. N. (2010c). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *Journal of Biomechanics*, 43 (6), 1190-1195.
- Reeves, N. D., Maganaris, C. N. & Narici, M. V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *The Journal of Physiology*, 548 (Pt 3), 971-981.
- Roberts, T. J. (1997). Muscular force in running turkeys: The economy of minimizing work. *Science*, 275 (5303), 1113-1115.
- Sáez-Sáez de Villarreal, E., Requena, B. & Newton, R. U. (2010). Does plyometric training improve

strength performance? A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13 (5), 513-522.

Schulze, F., Mersmann, F., Bohm, S. & Arampatzis, A. (2012). A wide number of trials is required to achieve acceptable reliability for measurement patellar tendon elongation in vivo. *Gait & Posture* 35 (2), 334-338.

Simpson, M., Rio, E. & Cook, J. (2016). At what age do children and adolescents develop lower limb tendon pathology or tendinopathy? A systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine*, 46 (4), 545-557.

Smith, J. W. (1965). Blood supply of tendons. *American Journal of Surgery*, 109, 272-276.

Straccioli, A., Casciano, R., Levey Friedman, H., Stein, C. J., Meehan, W. P. & Micheli, L. J. (2014). Pediatric sports injuries: a comparison of males versus females. *The American Journal of Sports Medicine*, 42 (4), 965-972.

Tanimoto, M. & Ishii, N. (2006). Effects of low-intensity resistance exercise with slow movement and tonic force generation on muscular function in young men. *Journal of Applied Physiology*, 100 (4), 1150-1157.

Tanner, J. M., Whitehouse, R. H., Hughes, P. C. & Carter, B. S. (1976). Relative importance of growth hormone and sex steroids for the growth at puberty of trunk length, limb length, and muscle width in growth hormone-deficient children. *The Journal of Pediatrics*, 89 (6), 1000-1008.

Tsaopoulos, D. E., Baltzopoulos, V. & Maganaris, C. N. (2006). Human patellar tendon moment arm length: Measurement considerations and clinical implications for joint loading assessment. *Clinical Biomechanics*, 21 (7), 657-667.

Vilarta, R. & De Campos Vidal, B. (1989). Anisotropic and biomechanical properties of tendons modified by exercise and denervation: Aggregation and macromolecular order in collagen bundles. *Matrix*, 9 (1), 55-61.

Wang, J. H.-C. (2006). Mechanobiology of tendon. *Journal of Biomechanics*, 39 (9), 1563-1582.

Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F. & Blazevich, A. J. (2013). Rapid force production in children and adults. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45 (4), 762-771.

Waugh, C. M., Korff, T., Fath, F. & Blazevich, A. J. (2014). Effects of resistance training on tendon mechanical properties and rapid force production in prepubertal children. *Journal of Applied Physiology*, 117 (3), 257-266.

Wiesinger, H.-P., Kösters, A., Müller, E. & Seynnes, O. R. (2015). Effects of increased loading on in vivo tendon properties. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47 (9), 1885-1895.

Woo, S. L., Ritter, M. A., Amiel, D., Sanders, T. M., Gomez, M. A., Kuei, S. C. et al. (1980). The biomechanical and biochemical properties of swine tendons - long term effects of exercise on the digital extensors. *Connective Tissue Research*, 7 (3), 177-183.

Yamamoto, E., Tokura, S. & Hayashi, K. (2003). Effects of cyclic stress on the mechanical properties of cultured collagen fascicles from the rabbit patellar tendon. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125 (6), 893-901.

Yang, G., Crawford, R. C. & Wang, J. H.-C. (2004). Proliferation and collagen production of human patellar tendon fibroblasts in response to cyclic uniaxial stretching in serum-free conditions. *Journal of Biomechanics*, 37 (10), 1543-1550.

Korrespondenzadresse

Univ.-Prof. Dr. Adamantios Arampatzis, Humboldt-Universität zu Berlin, Trainings- und Bewegungswissenschaften, Philippstr. 13, Haus 11, 10115 Berlin
E-Mail: a.arampatzis@hu-berlin.de