

Peter Wolf¹, Christian Kryenbühl², Thomas Ukelo³, Edgar Stüssi³, Alex Stacoff³

¹ Sensory-Motor Systems Lab, ETH Zürich

² SportClinic Zürich, Sportbiomechanik, Zürich

³ Institut für Biomechanik, ETH Zürich, HCI E 365.1, 8093 Zürich

Veränderte Aktivierung der Vasti während des Laufens als Merkmal des PFPS

Zusammenfassung

Eine verfrühte Aktivierung des Vastus lateralis (VL) gegenüber dem Vastus medialis obliquus (VMO) vor dem Fersenaufsetzen im Laufen wird aktuell mit dem Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFPS) in Verbindung gebracht. Die vorliegende Studie untersuchte die Aktivierungszeitpunkte beider Vasti bei schmerzfreien ($n = 12$) und an unter PFPS leidenden Sportlern ($n = 14$) im barfüssigen Laufen und Laufen mit Schuhen und Einlagen (falls vorhanden). Anhand wiederholter Messungen der gesunden Sportler wurde deutlich, dass Unterschiede zwischen individuellen Aktivierungszeitpunkten bzw. dem verzögerten Einsetzen des VMO gegenüber dem VL mindestens 25–30 ms betragen sollten, um mit hoher Wahrscheinlichkeit eine Interpretation der gegebenen Varianz der Messung mit Oberflächenelektroden auszuschliessen. Die in dieser Arbeit ermittelten Unterschiede in der Aktivierung der Vasti zwischen den Gruppen waren alle im Mittel zwischen 5 und 10 ms, nicht signifikant und auch nicht klar abgrenzbar von der durch Messwiederholung gegebenen Varianz. Auch das Tragen von Einlagen führte zu keinem gleichzeitigeren Aktivieren der Vasti vor dem Fersenaufprall. Daher kann ein verfrühtes Einsetzen des VL gegenüber dem VMO im Laufen nicht als eigenständiges Merkmal von patellofemorale Beschwerden erachtet werden. In Zukunft ist aber zu prüfen, inwieweit auf individueller Basis die muskuläre Koordination der Vasti in Verbindung mit der Kinematik und Kinetik der unteren Extremitäten patellofemorale Beschwerden biomechanisch erklären kann.

Abstract

Current literature discusses whether an earlier activation of the Vastus lateralis (VL) compared to the Vastus medialis obliquus (VMO) calculated relative to the heelstrike during running can be associated with the Patellofemoral Pain Syndrome (PFPS). The present study investigated the onset of the activity of both Vasti for a healthy control group ($n = 12$) and subjects suffering from PFPS ($n = 14$) during barefoot, shod running, and running with insoles (if available). Based on repeated measurements of the healthy subjects it was estimated that time differences between individual onsets of muscle activation and the later activation of the VMO related to the VL should be at least 25–30 ms to exclude to a high probability an interpretation biased by the given variance of the measurement performed with surface electrodes. The present results show that time differences of the onset of the activity of the Vasti between the two investigated groups were all between 5 and 10 ms on average, not significant, and not clearly distinguishable from the given variance of the measurement. Furthermore, using insoles did not result in a more simultaneous activation of the Vasti before heelstrike. Thus, an earlier activation of the VL compared to the VMO can not be considered as a single characteristic of patellofemoral pain. However, future work should investigate whether the muscular coordination of the Vasti in combination with the kinematics and kinetics of the lower extremity can biomechanically explain the occurrence of individual patellofemoral pain.

Schweizerische Zeitschrift für «Sportmedizin und Sporttraumatologie» 56 (2), 66–70, 2008

Einleitung

Laufen gilt als weltweit grösste Breitensportart, und auch aus Schweizer Sicht erfreut es sich immer noch mindestens anhaltender Begeisterung, was sich in den Teilnehmerzahlen an den zahlreichen Strassenläufen widerspiegelt (2007 waren in Luzern 14 000 und in Bern 24 000 Läufer am Start). Die Popularität des Laufens hat jedoch auch zu mehr läufertypischen, belastungsabhängigen Beschwerden des Stütz- und Bewegungsapparats geführt: Ein Drittel bis mehr als die Hälfte der Läufer klagen zumindest einmal pro Jahr über Beschwerden (James et al., 1978; van Mechelen, 1992). Dabei ist der am weitaus häufigsten betroffene Körperteil das Knie (Taunton et al., 2002), was auch eine kürzlich durchgeführte Schweizer Studie bestätigt: 50 Prozent der 654 befragten Läufer klagen über gelegentliche, 20 Prozent über regelmässige Knieschmerzen (Gross et al., 2004). Ein Grossteil der Beschwerden entfällt dabei auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom PFPS (Macintyre et al., 1991; Mayer et al., 1999; Stergiou, 1996), dessen Langzeitauswirkung bei unzureichender Behandlung nach Fulker-

son und Hungerford (1990) sowie Kannus und Niittymäki (1993) die patellofemorale Arthrose sein kann.

Da das PFPS über den Ausschluss anderer spezifischer Pathologien diagnostiziert wird (Crossley et al., 2001; Thomee et al., 1999), ergeben sich fast zwangsläufig für den patellofemorale Gelenkschmerz multifaktorielle Ursachen aus biomechanischer Sicht: Nachdem exzessive Fuss-Pronation sowie hohe Aufprallkräfte nicht in direkten Zusammenhang mit PFPS gebracht werden konnten (Nigg, 1997; Stergiou, 1996), werden aktuell die Tibia-Innenrotation (deLeo et al., 2004; Thomee et al., 1999), das abweichende Timing zwischen maximaler Knie-Flexion und maximaler Rückfuss-Eversion (James et al., 1990; Hamill et al., 1999) sowie ein gestörtes Koordinations- und Kraftverhältnis zwischen Vastus lateralis und Vastus medialis obliquus als Ursache angesehen (Cowan et al., 2002; Karst and Willet, 1995). Es wird dabei postuliert, dass der Schmerz durch ein Malalignment der Patella gegenüber den Kondylen hervorgerufen wird; konkret verschiebt sich bei gestörtem Muskelzusammenspiel der Vasti die Patella unphysiologisch gegen die laterale Femurkondyle, da die Innervation

des Vastus lateralis (VL) vor dem Vastus medialis obliquus (VMO) erfolgt, bzw. die Kraftentwicklung des Vastus lateralis grösser als die seines Gegenspielers ist. Es konnte modellhaft gezeigt werden, dass bereits ein gegenüber dem VMO um 5 ms früher einsetzender VL die patellofemorale Spitzengelenkskraft um 26% erhöht (Nephtune et al., 2000).

Studien mit Sportlern zeigten gegensätzliche Ergebnisse: Diverse Studien berichten von einem Zusammenhang zwischen PFPS und Fehlaktivierung der Vasti (u.a. Werner, 1995; Witvrouw et al., 1996), andere wiederum konnten keinen Zusammenhang aufzeigen (u.a. Callaghan et al., 2001; Powers, 2000). Interessanterweise finden sich nur sehr wenige Studien, die das Phänomen PFPS an Sportlern im Laufen untersuchten (MacIntyre et al., 1992, kein Zusammenhang nachgewiesen). Weiterhin besteht ein Mangel an Studien, die sich der Reliabilität bzw. Variabilität der Elektromyografie (EMG) widmen. Das Wissen um die gegebene Variabilität beim Messen mit Elektroden, die sich im Vergleich zu Studien der Kinematik und Kinetik wesentlich schwieriger reduzieren lässt, ist jedoch vonnöten, um einen sinnvollen Vergleich zwischen Probanden oder zwischen wiederholten Messungen, wie bei Interventionsstudien üblich, zu ermöglichen.

Daraus leiten sich die ersten zwei Ziele der vorliegenden Arbeit ab: (i) Bestimmen der gegebenen Variabilität bei Muskelaktivitätsmessungen im Laufen und (ii) Vergleich der Aktivierung von VL und VMO bei gesunden und an PFPS leidenden Sportlern im Laufen. Für (ii) wurde folgende, erste Hypothese der Arbeit angenommen: PFPS äussert sich in einer verfrühten Aktivität des VL gegenüber dem VMO.

Da sich das Tragen von Schuheinlagen sehr häufig als schmerzlindernd bezüglich PFPS herausgestellt hat (Blake und Denton, 1985; Bogdan et al., 178; Eng und Pierrynowski, 1993; Saxena und Haddad, 2003), jedoch diese Linderung aus biomechanischer Sicht noch weitestgehend kontrovers diskutiert wird, wurde die vorliegende Arbeit um ein weiteres Ziel (iii) ergänzt, dem Bestimmen des Einflusses von Einlagen auf die Aktivierung der Vasti während des Laufens bei PFPS-Sportlern. Die entsprechende zweite Hypothese der Arbeit lautete: Durch Einlagen gleicht sich vor dem Aufsetzen der Ferse der Beginn der Aktivierung des VL dem des VMO an.

Methode

Probanden

Für die Studie wurden Sportler rekrutiert, die ein Laufpensum von mindestens 20 km/Woche (Frauen) bzw. 30 km/Woche (Männer) absolvierten. Die beschwerdefreie Kontrollgruppe setzte sich aus 4 weiblichen und 8 männlichen Probanden mit einem durchschnittlichen Alter von 31 ± 9 Jahren bei einer Grösse von 176 ± 9 cm und einem Gewicht von 70 ± 11 kg zusammen. Die Gruppe der Sportler, die mindestens einseitig über akute Patellofemorale Schmerzen während des Laufens klagten, umfasste 6 Frauen und 8 Männer (29 ± 8 Jahre alt, 176 ± 9 cm gross, 66 ± 10 kg schwer).

Um mögliche anderweitige symptomatische Einflüsse auszuschliessen, wies kein Proband der PFPS-Gruppe eines der folgenden Merkmale im Kniebereich auf: Eingriffe jeglicher Art, Gelenkschwellung oder Erguss, Band- oder Meniskusläsion, Fraktur, Weichteilverletzung, frische Distorsion oder Kontusion, Patella-Luxation, radiologisch dokumentierte Arthrose, Bursitis, Tendinitis, Apophysitis, Algodystrophie, Osteonekrose, Kristallarthropathie, Plica Impingement. Die Untersuchung der PFPS-Probanden erfolgte durch anerkannte Sportmediziner der RehaZeno, Zürich, sowie der SportClinic, Zürich.

Die Studie wurde mit Bewilligung der Ethik-Kommission der ETH Zürich durchgeführt.

Untersuchungsablauf

Die Aufnahme der Aktivität der Vasti erfolgte im Rahmen einer umfassenden Ganganalyse des Instituts für Biomechanik, ETH Zürich (Bachmann et al., 2008). Die für die vorliegende Arbeit

relevanten Versuchsbedingungen waren das barfüssige Laufen, das Laufen mit eigenen Schuhen sowie das Laufen mit Schuhen und Einlagen (falls vorhanden, nur PFPS-Gruppe). Gelaufen wurde bei selbst gewählter Geschwindigkeit entsprechend einem Grundlagen-Ausdauer-Training über eine Distanz von etwa 30 m (Fersenlauf). Es wurde bewusst eine vergleichbare Belastung für die Läufer anstelle einer vorgegebenen Laufgeschwindigkeit gewählt, da dies nach Meinung der Autoren einen sinnvolleren interindividuellen Vergleich auf kinematischer, kinetischer und elektromyografischer Ebene zulässt. In der Mitte der Strecke wurde über 2–4 Schritte hinweg die Muskelaktivität mit 2000 Hz aufgenommen und mit der gleichzeitig registrierten Kinematik der unteren Extremitäten sowie der Bodenreaktionskräfte in einer Datei gespeichert (Workstation, Vicon Motion System, Oxford, England). Dieser Datei wurden später in Anlehnung an die Bodenreaktionskräfte die Zeitpunkte des ersten Fersenkontakts hinzugefügt. Je Bedingung hatte der Proband mindestens 10 gültige Versuche zu absolvieren.

EMG-Aufnahme

Für die Messung der Muskelaktivität wurde ein 16-Kanal-Telemetrie-System (Neurodata, Wien, Österreich) verwendet. Nach Haarentfernung sowie Reinigung der Haut durch Bimsstein und Alkohol wurden Doppel-Elektroden (Noraxon, Köln, Deutschland) wie folgt auf die Haut geklebt: Diejenigen zum Erfassen des Vastus medialis obliquus (VMO) wurden 4 cm über und etwa 3 cm medial zum oberen Patella-Rand unter einem Winkel von 55° zur Vertikalen, diejenigen des Vastus lateralis (VL) 10 cm über und etwa 7 cm lateral zum oberen Patella-Rand unter einem Winkel von 15° zur Vertikalen platziert (Gilleard und McConnell, 1998). Die Referenzelektrode befand sich auf dem Sacrum.

Nach einer Funktionskontrolle erfolgte ein Muskel-Maximal-Kraft-Test (bei hängendem Unterschenkel im Sitzen Knie-Extension gegen Widerstand), welcher später ausschliesslich zur visuellen Kontrolle der Güte der EMG-Signale diente.

EMG-Auswertung

Die gesamte Auswertung erfolgte anhand selbst geschriebener Programme in MatLab (MathWorks, Natick, Massachusetts). Das EMG-Rohsignal wurde rektifiziert und geglättet (zunächst Mittelwertfilter über 49 Datenpunkte, danach rekursiver Tiefpassfilter 2. Ordnung bei 6 Hz). Danach wurde ein Muskel als aktiv angesehen, wenn das Signal 5% des maximalen Signalauschlages des betrachteten Versuchs übertraf. Als minimale Aktivitätsdauer wurden 25 ms festgelegt, als minimale Nicht-Aktivität 12 ms.

Das Einsetzen der Muskelaktivität von VMO und VL wurde jeweils in Bezug zum Aufsetzen der Ferse gesetzt. Die Zeitspanne der Aktivität des VL vor dem Fersenaufsatz (Δt_{VL}) wurde danach von derjenigen des VMO (Δt_{VMO}) abgezogen, um so deutlich zu machen, welcher Muskel wie viel früher vor dem anderen aktiv war (Abb. 1). Sämtliche detektierten Muskelaktivitäten wurden visuell überprüft, um gegebenenfalls fälschlich detektierte Phasen (z.B. durch Kabelartefakte oder ungünstige Aktivitätsschwelle) zu korrigieren.

Variabilität vs minimal erfassbarer Unterschied

In dieser Arbeit wurde davon ausgegangen, dass die beschwerdefreie Kontrollgruppe gesunde Koordinationsverhältnisse der Vasti repräsentiert. Um die Variabilität dieser Koordinationsverhältnisse zu bestimmen, wurde die Kontrollgruppe zweimal untersucht, wobei zwischen erster und zweiter Messung mindestens eine Woche lag. Je Proband wurde die absolute Differenz zwischen den beiden Messungen für die Parameter Δt_{VL} , Δt_{VMO} sowie $\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$ berechnet. Das neunte Dezil dieser Differenzen über alle Probanden wurde dann als Grenzwert zwischen gegebener Variabilität des Parameters und minimal erfassbarem Unterschied definiert. Diese Art der Definition der Tag-zu-Tag-Variabilität bzw. Reliabilität hat den Vorteil gegenüber anderen Massnahmen der Reliabilität, die auf Korrelationen beruhen, einen Anhaltspunkt in der Einheit des

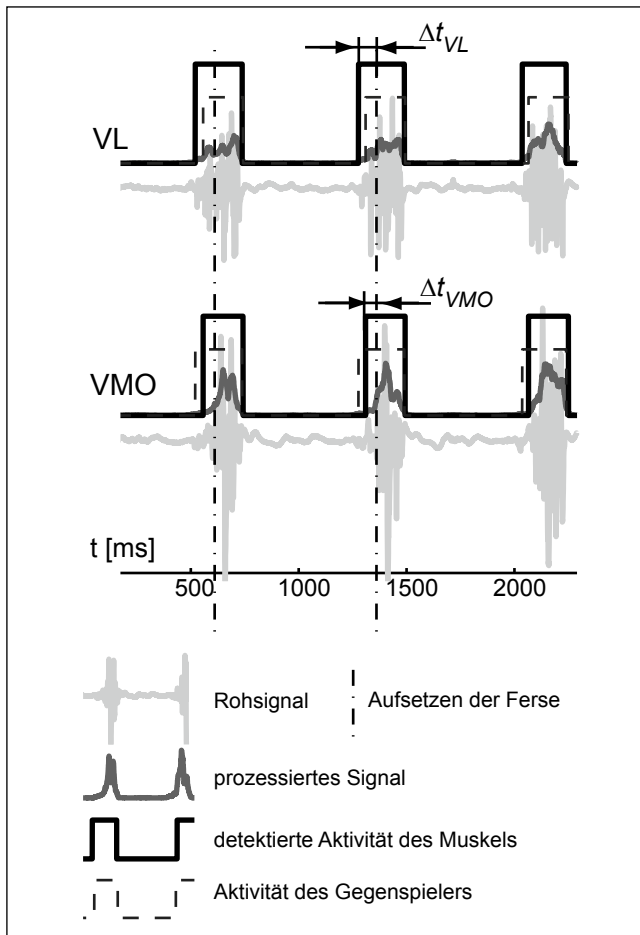


Abbildung 1: Detektierte Aktivität des Vastus lateralis (VL) und Vastus medialis obliquus (VMO). Zunächst wurden die Zeitspannen «Einsetzen Aktivität bis Aufsetzen Ferse» (Δt_{VL} , Δt_{VMO}) bestimmt, danach deren Differenz gebildet ($\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$), um die Koordinationsverhältnisse der Vasti abschätzen zu können.

interessierenden Parameters wiederzugeben. Damit kann praktikabel entschieden werden, ob z.B. ein Proband sich von einem anderen unterscheidet oder ob die Ergebnisse beider Probanden in der gegebenen Variabilität liegen.

Resultate

Die ermittelten minimal erfassbaren Unterschiede für die Zeitspanne «Einsetzen Aktivität bis erster Fersenkontakt» liegen je Bedingung für den Vastus lateralis (Δt_{VL}) und Vastus medialis obliquus (Δt_{VMO}) nur etwa 1 ms auseinander (Tab. 1). Auf eine Auflistung der Ergebnisse für die Kontrollgruppe getrennt nach erster und zweiter Messung, linkem und rechtem Bein, Männern und Frauen wurde verzichtet, da die Mittelwertsunterschiede innerhalb von 10 ms lagen. In Tabelle 2 sind daher alle vorhandenen Datensätze der Kontrollgruppe zusammengefasst. Generell wurde bei der Kontrollgruppe beobachtet, dass beim Laufen mit Schuhen die Aktivität der Muskeln später (d.h. 98 ms vs. 85 ms vor dem Auftreffen) einsetzt als beim barfüßigen Laufen.

Für die Gruppe der Sportler mit PFPS sind die Zeiträume der Aktivität bis zum Fersenaufsatz getrennt für beschwerdefreie Beine und Beine mit Beschwerden in Tabelle 3 bzw. Tabelle 4 aufgeführt. Wie bei der Kontrollgruppe wird der Vastus lateralis im Mittel über alle Bedingungen früher aktiviert; zu welchem Prozentsatz dies für die jeweiligen Gruppen zutrifft, ist in Tabelle 5 aufgelistet.

Anhand einer ANOVA wurde deutlich, dass sich die Koordinationsverhältnisse der Vasti zwischen gesunden, beschwerdefreien Beinen der PFPS-Gruppe sowie Beinen mit PFPS weder im

	Δt_{VL} [ms]	Δt_{VMO} [ms]	$\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$ [ms]
barfuss	26	27	24
mit Schuhen	36	36	33

Tabelle 1: Minimal erfassbare Unterschiede der Zeitspanne «Einsetzen Aktivität bis erster Fersenkontakt» für Vastus lateralis (Δt_{VL}) und Vastus medialis obliquus (Δt_{VMO}) sowie deren Differenz ($\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$). Werte unter diesem Grenzwert müssen der gegebenen Variabilität des Parameters zugeschrieben werden. Die Differenzen wurden auf Basis wiederholter Messungen an verschiedenen Tagen berechnet.

Gesunde Sportler		Δt_{VL} [ms]	Δt_{VMO} [ms]	$\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$ [ms]
barfuss	Mittelwert	98	91	6
	Std.-Abw.	33	41	29
	Minimum	49	46	-66
	Maximum	172	191	73
mit Schuhen	Mittelwert	85	78	7
	Std.-Abw.	32	32	28
	Minimum	44	36	-74
	Maximum	180	148	70

Tabelle 2: Zeitspannen «Einsetzen Aktivität bis erster Fersenkontakt» für Vastus lateralis (Δt_{VL}) und Vastus medialis obliquus (Δt_{VMO}) sowie deren Differenz ($\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$) innerhalb der Kontrollgruppe. Grundlage bilden die Mittelwerte aller gesunden Probanden, sowohl rechtes als auch linkes Bein, in der jeweiligen Bedingung barfüßiges Laufen bzw. Laufen mit Schuhen.

PFPS-Sportler gesundes Bein		Δt_{VL} [ms]	Δt_{VMO} [ms]	$\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$ [ms]
barfuss	Mittelwert	109	96	13
	Std.-Abw.	46	37	27
	Minimum	43	28	-15
	Maximum	183	146	61
mit Schuhen	Mittelwert	92	87	5
	Std.-Abw.	45	32	22
	Minimum	39	40	-18
	Maximum	168	124	46
mit Einlagen	Mittelwert	80	83	-4
	Std.-Abw.	46	48	18
	Minimum	32	46	-14
	Maximum	123	137	17

Tabelle 3: Zeitspannen «Einsetzen Aktivität bis erster Fersenkontakt» für Vastus lateralis (Δt_{VL}) und Vastus medialis obliquus (Δt_{VMO}) sowie deren Differenz ($\Delta t_{VL} - \Delta t_{VMO}$) für die PFPS-Sportler, gesunde Seite. Grundlage bilden die Mittelwerte aller beschwerdefreien Beine der PFPS-Gruppe, jeweils in den Bedingungen barfüßiges Laufen, Laufen mit Schuhen sowie Laufen mit Schuhen und Einlagen.

barfüßigen Laufen und noch im Laufen mit Schuhen signifikant ($P < 0.05$) voneinander unterscheiden (siehe auch gekerbte Kistendiagramme in Abb. 2 und Abb. 3).

Die individuellen Koordinationsverhältnisse bei den unterschiedlichen Bedingungen zeigten tendenziell, dass das Tragen von Schuhen die Differenz zwischen Aktivitätsbeginn von Vastus lateralis und Vastus medialis obliquus reduzierte. Das zusätzliche Tragen von Einlagen hat jedoch keine weiteren systematischen Auswirkungen (Abb. 4).

Diskussion

Die vorliegende Arbeit ging der Frage nach, inwieweit eine gestörte Aktivierung der Vasti vor dem Fersenaufprall im Laufen als Merkmal für PFPS-Beschwerden sinnvoll ist. Die dafür unter-

PFPS-Sportler Beschwerde-Bein		Δt_{VL} [ms]	Δt_{VMO} [ms]	$\Delta t_{VL}-\Delta t_{VMO}$ [ms]
barfuss	Mittelwert	106	91	15
	Std.-Abw.	42	35	33
	Minimum	50	41	-22
	Maximum	198	158	115
mit Schuhen	Mittelwert	93	87	5
	Std.-Abw.	37	38	22
	Minimum	46	43	-28
	Maximum	168	144	70
mit Einlagen	Mittelwert	88	70	17
	Std.-Abw.	26	16	21
	Minimum	65	45	-2
	Maximum	144	96	68

Tabelle 4: Zeitspanne «Einsetzen Aktivität bis erster Fersenkontakt» für Vastus lateralis (Δt_{VL}) und Vastus medialis obliquus (Δt_{VMO}) sowie deren Differenz ($\Delta t_{VL}-\Delta t_{VMO}$) bezogen auf die PFPS-Beine. Grundlage bilden die Mittelwerte aller Beine mit Beschwerden der PFPS-Gruppe, jeweils in den Bedingungen barfüssiges Laufen, Laufen mit Schuhen sowie Laufen mit Schuhen und Einlagen.

VL vor VMO	Gesunde	PFPS ges. Bein	PFPS Beschw.-Bein
barfuss	57%	66%	71%
mit Schuhen	72%	43%	53%
mit Einlage		33%	89%

Tabelle 5: Prozentuale Häufigkeit des Aktivitätsbeginns des Vastus lateralis vor dem Vastus medialis obliquus. Grundlage zur Berechnung bildeten individuelle Mittelwerte je Bein und Person.

suchten Sportler waren zwar alle während der Messung schmerzfrei, dennoch wurde davon ausgegangen, dass die Sportler mit diagnostiziertem PFPS dasselbe Bewegungs- bzw. Aktivierungsmuster wie mit Schmerzen, die sich bei ihnen nach etwa 30 min Laufen einstellten, zeigten. Eine Ganganalyse während konkreter Beschwerden wäre sicherlich wünschenswert, birgt aber zu Recht verständliche ethische Hürden.

Eine weitere, bekannte Limitation hinsichtlich des Erfassens der Aktivität der Vasti stellt das Verwenden von Oberflächenelektroden dar. Dies schlägt sich auch in der Grössenordnung der ermittelten minimal erfassbaren Unterschiede bzgl. des Einsetzens der Vasti bzw. deren Differenz (Tab. 1) nieder, die wohl vornehmlich auf die Messmethode an sich als auf die Variabilität des neuromuskulären Zusammenspiels der Probanden zurückzuführen ist. Ausser Frage steht dabei, dass die minimal erfassbaren Unterschiede physiologisch relevant sind, da schon eine Diskrepanz der Aktivierung von VL und VMO von wenigen Millisekunden die patellofemorale Gelenkskraft deutlich erhöht (Neptune et al., 2000).

Im Vergleich zu den gesunden Sportlern zeigten die Sportler mit PFPS im Mittel eine um 5–10 ms frühere Aktivität des VL und des VMO vor dem Fersenaufprall, und dies sowohl im barfüssigen als auch im Laufen mit Schuhen (Tab. 2, Tab. 3 und Tab. 4), jedoch ohne dass es sich um einen signifikanten oder unter Beachtung der gegebenen Varianz interpretierbaren Unterschied handelte. Hinsichtlich der zeitlichen Differenz zwischen der Aktivierung der Vasti ergaben sich keine Unterschiede zwischen den gesunden Sportlern, beschwerdefreien Beinen von PFPS-Sportlern sowie vom PFPS betroffenen Beinen (siehe Kistendiagramme in Abb. 2 und Abb. 3). Damit muss die erste Hypothese, dass sich das PFPS anhand einer verfrühten Aktivität des VL gegenüber dem VMO manifestiert, verworfen werden. Dies bestätigten aus der Literatur bekannte Studien, die das PFPS im Laufen untersuchten: Auch dort wurde kein Unterschied im Aktivierungsverlauf von VL und VMO über den gesamten Gangzyklus gefunden (MacIntyre et al.,

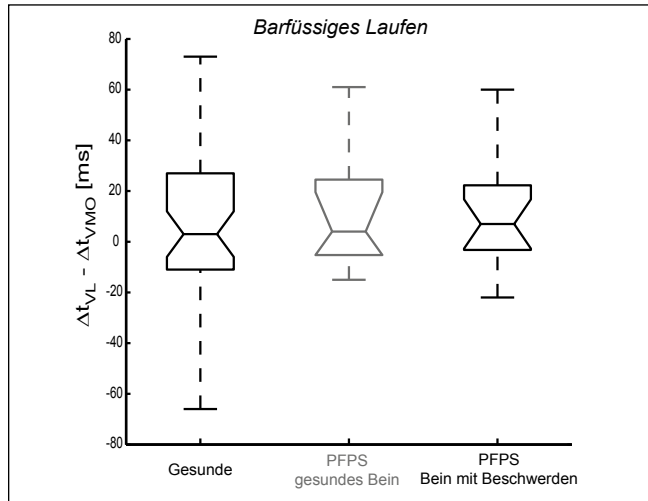


Abbildung 2: Kistendiagramme der Differenz Aktivität Vastus lateralis und Vastus medialis ($\Delta t_{VL}-\Delta t_{VMO}$) während des barfüssigen Laufens für die Kontrollgruppe und die PFPS-Gruppe.

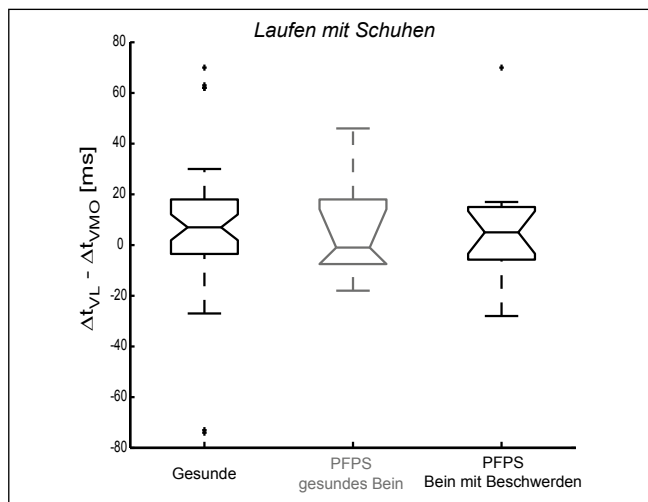


Abbildung 3: Kistendiagramme der Differenz Aktivität Vastus lateralis und Vastus medialis ($\Delta t_{VL}-\Delta t_{VMO}$) während des Laufens mit Schuhen für die Kontrollgruppe und die PFPS-Gruppe.

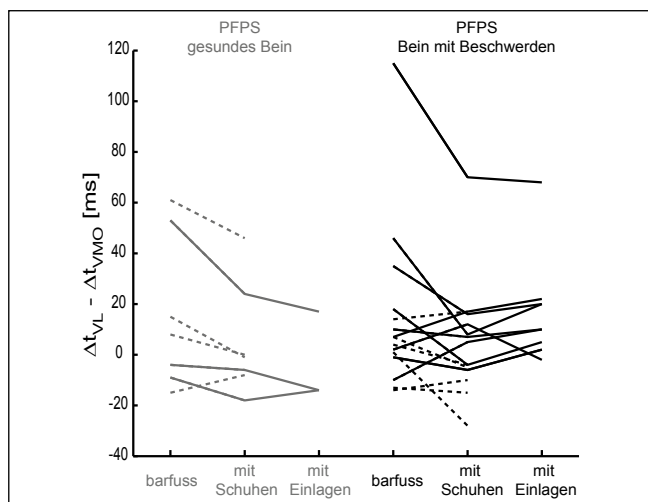


Abbildung 4: Individuelle Veränderung der Koordinationsverhältnisse der Vasti bei der PFPS-Gruppe für die Bedingungen barfüssiges Laufen, Laufen mit Schuhen und Laufen mit Einlagen (falls alle drei Bedingungen vorhanden, sind die Werte des Probanden mit einer durchgezogenen Linie verbunden, ansonsten mit einer gestrichelten).

1992), ohne dass explizit die Aktivierungszeitpunkte vor dem Fersenaufprall betrachtet wurden.

Werden die Testbedingungen miteinander verglichen, so fällt auf, dass im barfüssigen Laufen sowohl die gesunden als auch die PFPS-Sportler früher die Vasti aktivieren (*Tab. 2, Tab. 3 und Tab. 4*). Dieses Phänomen kann zum gegenwärtigen Zeitpunkt nicht schlüssig erklärt werden.

Interessanterweise zeigt sich auch der Trend, dass VL und VMO gleichzeitig einsetzen beim Laufen mit Schuhen gegenüber barfüssigem Laufen, jedoch ohne dass eine Einlage diesen Trend fortführt (*Abb. 4*). Zudem aktivieren prozentual gesehen mehr Sportler den VL vor dem VMO beim Laufen mit Einlagen als während des barfüssigen Laufens oder des Laufens mit Schuhen (*Tab. 5*). Dadurch wird deutlich, dass die Einlage nicht, wie in der zweiten Hypothese dieser Arbeit angenommen, kurzfristig die Aktivierung des VL an die des VMO vor dem Fersenaufprall annähert.

Diese Wirkweise, Annäherung der Aktivierung von VL und VMO, muss den verwendeten (durchaus unterschiedlichen) Einlagen also abgesprochen werden. Es steht jedoch zur Diskussion, ob die Einlagen dadurch auch kontraproduktiv wirken, denn eventuell ist ein verändertes Aktivierungsmuster der Vasti ja nicht die Ursache, sondern die Folge des PFPS. Denkbar wäre, dass durch eine verfrühte Aktivität des VL eine Lateralisation der Patella angestrebt wird, um einen anderen Faktor des PFPS zu kompensieren, wie den der erhöhten Tibia-Innenrotation gegenüber dem Femur, welcher eine unphysiologische Verschiebung der Patella gegen medial nach sich zieht. Diesbezüglich bleibt die noch anstehende zweite Messung bei den PFPS-Sportlern nach Genesung abzuwarten, auch unter Berücksichtigung der Kinematik und Kinetik, einer individuellen Auswertung sowie einer Gruppierung nach Einlagentypen.

Schlussfolgerung

Ein verfrühtes Einsetzen des Vastus lateralis gegenüber dem Vastus medialis obliquus vor dem Fersenaufprall im Laufen kann nicht als eigenständiges Merkmal von patellofemorale Beschwerden erachtet werden. Jedoch ist das muskuläre Zusammenspiel der Vasti in Verbindung mit der Kinematik und Kinetik der unteren Extremitäten auf individueller Basis während des beschwerdefreien Laufens als auch unter Beschwerden noch zu überprüfen, um so die Ätiologie des patellofemorale Schmerzsyndroms besser zu verstehen. Dabei sollte allerdings nicht vergessen werden, dass die Elektromyografie mit Oberflächen Elektroden einen Messfehler mit sich bringt, der deutlich über physiologisch bedeutsamen Änderungen liegt.

Danksagung

Die Autoren möchten sich für die medizinische Unterstützung durch das RehaZeno, Zürich, und die SportClinic, Zürich, bedanken. Ein Dank für die Hilfe bei der Interpretation der Daten gilt Jachen Denoth und Inès Kramers-de Quervain. Des Weiteren gilt der Dank der Eidgenössischen Sportkommission / Bundesamt für Sport (BASPO) für ihre finanzielle Unterstützung.

Korrespondenzadresse:

Peter Wolf, Tannenstrasse 1, E 6.2, 8092 Zürich,
E-Mail: pwolf@ethz.ch

Literaturverzeichnis

Bachmann C., Gerber H., Stacoff A. (2008): Messsysteme und Messmethoden der instrumentierten Ganganalyse. Schweiz. Z. Sportmed. Sporttraum. 56.
Blake R.L., Denton J.A. (1985): Functional foot orthoses for athletic injuries. A retrospective study. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 75: 359–362.

Bogdan R.J., Jenkins D., Hyland T. (1978): The runner's knee syndrome. Sports Med. 78, 159–177.
Callaghan M.J., McCarthy C.J., Oldham J.A. (2001): Electromyographic fatigue characteristics of quadriceps in patellofemoral pain syndrome. Manual Therapy 6: 27–33.
Crossley K., Bennell K., Green S., McConnell J. (2001): A systematic review of physical interventions for patellofemoral pain syndrome. Clin. J. Sports Med. 11: 103–110.
Cowan S.M., Hodges P.W., Bennell K.L., Crossley K.M. (2002): Altered vastii recruitment when people with patellofemoral pain syndrome complete a postural task. Arch. Phys. Med. Rehabil. 83: 989–995.
Deleo A.T., Dierks T.A., Ferber R., Davis I.S. (2004): Lower extremity joint coupling during running: A current update. Clin. Biomech. 19: 983–991.
Eng J.J., Pierrynowski M.R. (1993): Evaluation of soft foot orthotics in the treatment of patellofemoral pain syndrome. Phys. Ther. 73: 62–70.
Fulkerson J.P., Hungerford D.S. (1990): Disorders of the patellofemoral joint. In: Biomechanics of the patellofemoral joint. Baltimore: Williams & Wilkins.
Gilleard W.J., Matthews C., Hergenroeder A.C. (1998): The effect of patellar taping on the onset of vastus medialis obliquus and vastus lateralis muscle activity in persons with patellofemoral pain. Phys. Ther. 78: 25–32.
Gross T., Keiser C., Strübi A. (2004): Situationsanalyse der Kniebeschwerden im Schweizer Laufsport. Diplomarbeit, ETH Zürich.
Hamill J., van Emmerik R.E., Heiderscheit B.C., Li L. (1999): A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. Clin. Biomech. 14: 297–308.
James S.L., Bates B.T., Osternig L.R. (1978): Injuries to runners. Am. J. Sports Med. 6: 40–50.
Karst G.M., Willett G.M. (1995): Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. Phys. Ther. 75: 813–823.
Macintyre J.G., Taunton J.E., Clement D.B. (1991): Running injuries: A clinical study of 4173 cases. Clin. J. Sports Med. 1: 83.
MacIntyre D.L., Robertson D.G. (1992): Quadriceps muscle activity in women runners with and without patellofemoral pain syndrome. Arch. Phys. Med. Rehabil. 73: 10–14.
James S.L., Jones D.C. (1990): Biomechanical aspects of distance running injuries. In: Biomechanics of distance running. Champaign, Illinois: Human Kinetics.
Kannus P., Niitymäki S. (1994): Which factors predict outcome in the nonoperative treatment of patellofemoral pain syndrome? A prospective follow-up study. Med. Sci. Sports Exerc. 26: 289–296.
Mayer F., Grau S., Baur H., Hirschmuller A., Horstmann T., Gollhofer A., Dickhuth H. (2001): Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. Dt. Ärzteblatt 98: 1254–1259.
Nigg, B.M. (1997): Impact forces in running. Curr. Opin. Orthop. 8: 43–47.
Neptune R.R., Wright I.C., van den Bogert A.J. (2000): The influence of orthotic devices and vastus medialis strength and timing on patellofemoral loads during running. Clin. Biomech. 15: 611–618.
Powers C.M.: Patellar kinematics, part I (2000): The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. Phys. Ther. 80: 956–964.
Saxena A., Haddad J. (2003): The effect of foot orthoses on patellofemoral pain syndrome. J. Am. Podiatr. Med. Assoc. 93: 264–271.
Stergiou P. (1996): Biomechanical factors associated with patellofemoral pain syndrome in runners. Unpublished Master Thesis. The University of Calgary, Alberta, Canada.
Taunton J.E., Ryan M.B., Clement D.B., McKenzie D.C., Lloyd-Smith D.R., Zumbo B.D. (2002): A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. Br. J. Sports Med. 36: 95–101.
Thomee R., Augustsson J., Karlsson J. (1999): Patellofemoral pain syndrome. A review of current issues. Sports Med. 28: 245–262.
van Mechelen W. (1992): Running injuries. A review of the epidemiological literature. Sports Med. 14: 320–335.
Werner S. (1995): An evaluation of knee extensor and knee flexor torques and EMGs in patients with patellofemoral pain syndrome in comparison with matched controls. Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc. 3: 89–94.
Witvrouw E., Sneyers C., Lysens R., Victor J., Bellemans J. (1996): Reflex response times of vastus medialis oblique and vastus lateralis in normal subjects and in subjects with patellofemoral pain syndrome. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 24: 160–165.