

# **Einfluss des Vor- und Rückfuss- laufens auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom**

Welchen Einfluss hat das Vor- und Rückfusslaufen bei Frauen und Männern zwischen 13 – 65 Jahren auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom?

Tsolekas Marion  
16-545-238

Hagen Michaela  
16-544-736

Departement: Gesundheit  
Institut für Physiotherapie  
Studienjahr: 2016  
Eingereicht am: 18.04.2019  
Begleitende Lehrperson: Susann Bechter

**Bachelorarbeit  
Physiotherapie**

## **Abstract**

### **Hintergrund**

Das Laufen gehört zu den beliebtesten Sportarten auf der Welt. Unter den laufbedingten Verletzungen kommt das Patellofemorale Schmerzsyndrom (PFSS) am häufigsten vor. In Bezug auf die Behandlung des PFSS gibt es verschiedene, evidenzbasierte Therapieansätze. Allerdings existiert wenig Literatur, welche das PFSS im Zusammenhang mit Laufstilen wie dem Vor- oder Rückfuslaufen untersucht.

### **Ziel**

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist, den Einfluss des Vor- und Rückfuslaufens auf das PFSS bei Frauen und Männern zwischen 13 – 65 Jahren zu untersuchen.

### **Methode**

Es wurde eine systematische Literaturrecherche in den gesundheitspezifischen Datenbanken AMED, CINAHL, PubMed, PEDro und MEDLINE durchgeführt. Anhand definierter Ein- und Ausschlusskriterien wurden vier Studien ausgewählt und anhand des Arbeitsinstrumentes AICA zusammengefasst und gewürdigt.

### **Ergebnisse**

Die Auswertung diverser biomechanischer Parameter zeigen, dass das Rückfuslaufen das Kniegelenk im Vergleich zum Vorfuslaufen stärker belastet. Das Vorfuslaufen zeigt wiederum ein eigenes Risikoprofil für andere Überlastungsbeschwerden. Zudem zeigen die Ergebnisse einer Studie, dass Läuferinnen mit patellofemorale Schmerzen im Vergleich zu schmerzfreien Läuferinnen strukturbelastende Abweichungen der Gelenkwinkel auf Knie-, Fuss- und Hüftgelenksebene aufweisen.

### **Schlussfolgerung**

Das Rückfuslaufen scheint bei patellofemorale Schmerzen im Vergleich zum Vorfuslaufen belastender zu sein. Weitere Studien sind nötig, um eine klare Empfehlung abgeben zu können.

### **Keywords**

Vorfuslaufen, Rückfuslaufen, Lauftechnik, Patellofemorales Schmerzsyndrom

## **Abstract**

### **Background**

Running is one of the most popular sports. The most commonly reported running-related injury is the patellofemoral pain syndrome (PFPS). Different evidence-based therapeutic approaches exist to treat the PFPS. However, there is limited literature examining the effect of different running techniques on the PFPS.

### **Aim**

The aim of this bachelor thesis is to research the influence of forefoot and rearfoot running technique on the PFPS in women and men from ages 13 to 65.

### **Methods**

A systematic literature research on different health-related databases such as AMED, CINAHL, PubMed, PEDro and MEDLINE was conducted. Four studies were selected, summarized and critically appraised.

### **Results**

The evaluation of various biomechanical parameters has shown that the rearfoot running technique exhibits a higher impact on the knee joint compared to the forefoot running technique. Forefoot running shows a separate risk profile for other overuse injuries. In addition, runners with patellofemoral pain show harmful deviations of the joint angle on knee, foot and hip joint level.

### **Conclusion**

The rearfoot running technique seems to cause more stress on the knee joint than the forefoot running technique. However, more studies are required to make a clear recommendation.

### **Keywords**

forefoot strike, rearfoot strike, running technique, patellofemoral pain syndrome

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Relevanz für die Praxis	1
1.2	Eingrenzung der Thematik	2
1.3	Zielsetzung	3
1.4	Fragestellung	3
<b>2</b>	<b>Theoretischer Hintergrund</b>	<b>4</b>
2.1	Evolution – Der Mensch und das aufrechte Gehen	4
2.2	Unterschiede zwischen Gehen und Laufen	5
2.3	Phasenmodelle der Laufbewegung	6
2.4	Laufbewegung im Detail	8
2.4.1	Fussbewegung beim Aufsat	8
2.4.2	Kniebeugung in der Stützphase	9
2.4.3	Bewegungsanalyse bei Läuferinnen und Läufern mit PFSS	10
2.5	Laufstile	10
2.5.1	Footstrike Index	11
2.5.2	Vorfusslaufen	11
2.5.3	Rückfusslaufen	12
2.6	Risikofaktoren für Verletzungen des Bindegewebes	13
2.6.1	Auswirkungen einer Immobilisationsperiode auf das Bindegewebe	13
2.6.2	Unterbelastung des Bindegewebes	14
2.6.3	Überbelastung des Bindegewebes	14
2.7	Das Patellofemorale Schmerzsyndrom	14
2.7.1	Definition	15
2.7.2	Epidemiologie	16
2.7.3	Prävention durch Risikoerkennung	16

2.7.4	Risikofaktoren infolge Abweichungen in der Statik .....	16
2.7.4.1	Abweichungen des Fusses.....	17
2.7.4.2	Abweichungen des Knies .....	17
2.7.5	Risikofaktoren infolge Abweichungen in der Dynamik .....	18
2.7.5.1	Distal des Patellofemoralgelenks .....	18
2.7.5.2	Proximal des Patellofemoralgelenks .....	19
2.7.6	Physiotherapeutische Behandlungsmassnahmen .....	20
<b>3</b>	<b>Methodik.....</b>	<b>22</b>
3.1	Bearbeitung der Fragestellung .....	22
3.2	Literaturrecherche .....	22
3.2.1	Suchergebnisse der Datenbanken.....	22
3.2.2	Ein- und Ausschlusskriterien.....	24
3.2.3	Selektionsprozess der Studien.....	25
3.2.4	Hauptstudien.....	26
3.3	Beurteilung der Studien .....	26
<b>4</b>	<b>Resultate .....</b>	<b>27</b>
4.1	Zusammenfassung der Studie von Roper et al. (2016) .....	27
4.2	Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz.....	30
4.3	Zusammenfassung der Studie von Vannatta und Kernozek (2014) .....	33
4.4	Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz.....	36
4.5	Zusammenfassung der Studie von Kulmala et al. (2013).....	38
4.6	Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz.....	42
4.7	Zusammenfassung der Studie von Noehren et al. (2012) .....	44
4.8	Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz.....	47
4.9	Relevante Resultate für die Forschungsfrage .....	49
4.9.1	Resultate auf Kniegelenksebene .....	49

4.9.2	Resultate auf Fussgelenksebene.....	50
4.9.3	Resultate auf Hüftgelenksebene.....	50
4.9.4	Weitere Resultate .....	50
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>52</b>
5.1	Generalisierbarkeit .....	52
5.2	Evidenztafel von Mangold (2011) .....	53
5.3	Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Kniegelenksebene.....	54
5.4	Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Fussgelenksebene .....	56
5.5	Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Hüftgelenksebene .....	57
5.6	Weitere Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens.....	58
5.7	Limitationen dieser Arbeit.....	60
<b>6</b>	<b>Praxistransfer .....</b>	<b>62</b>
<b>7</b>	<b>Schlussfolgerungen .....</b>	<b>63</b>
	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>65</b>
	<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>73</b>
	<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>73</b>
	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>74</b>
	<b>Deklaration der Wortzahl .....</b>	<b>75</b>
	<b>Danksagung .....</b>	<b>75</b>
	<b>Eigenständigkeitserklärung.....</b>	<b>75</b>
	<b>Anhang: AICA-Tabellen.....</b>	<b>76</b>
	<b>Anhang: Tegner activity scale.....</b>	<b>104</b>

# 1 Einleitung

Laufen ist eine der beliebtesten Sportarten auf der Welt (Knorz et al., 2017). In den Vereinigten Staaten von Amerika laufen mehr als dreissig Millionen Menschen regelmässig (Almeida, Davis & Lopes, 2015), was 10 Prozent der Bevölkerung entspricht (Statista, 2018). In Europa beträgt der Anteil der Leute, welche regelmässig Laufen oder Joggen, sogar 36 Prozent (Almeida et al., 2015). Der Laufsport ist etwas für Jung und Alt und begeistert im Breitensport wie auch im Spitzensport. Gemäss Larsen und Hende (2014) ist Laufen auch deshalb so beliebt, weil es natürlich, kostengünstig und fast jederzeit und überall möglich ist. Glenn et al. (2010) heben hervor, dass Laufbänder und Crosstrainer in Fitnesszentren jedem zur Verfügung stehen und der Laufsport zudem auf Waldwegen, auf Strassen und in Parks praktiziert werden kann.

Wie bei fast jeder Sportart werden auch beim Laufsport die Gelenke – beim Laufen insbesondere das Fuss- und Kniegelenk – belastet, woraus sich Pathologien entwickeln können. Beim Laufsport zeigt sich im Gegensatz zu anderen Sportarten, in denen akute Verletzungen überwiegen, dass hauptsächlich Überlastungsschäden vorkommen, die nicht durch ein einmaliges Ereignis ausgelöst werden (Reuter, 2005). Da Überlastungsschäden durch Fehl- und Überbelastung sowie bei Belastung nach längerer Immobilisation entstehen können (Cabri et al., 2007), scheint sich gemäss klinischer Erfahrung die Auseinandersetzung mit dem eigenen Laufstil und den weiteren Gegebenheiten wie Körperstatik, Schuhwerk und Laufstreckenanalyse zu lohnen.

## 1.1 Relevanz für die Praxis

Die Autorinnen dieser Bachelorarbeit haben in ihren Praktika die Erfahrung gemacht, dass viele Laufsportlerinnen und Laufsportler mit Knieproblemen in die Physiotherapie kommen. Häufig lautete die Diagnose: Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS). Das PFSS ist eine der häufigsten Ursachen für Knieschmerzen (Vora, Curry, Chipman, Matzkin & Li, 2018). Zudem gehört es zu den häufigsten laufbedingten Verletzungen (Roper et al., 2016). Doch was bedeutet diese Diagnose für Patientinnen und Patienten? Betroffene mit Schmerzen in der vorderen Knieregion leiden

nicht selten unter rezidivierenden Beschwerden mit teils langer Unterbrechung von sportlichen Aktivitäten (Biesenbach, 2014).

Oft wurde den Therapeutinnen die Frage gestellt, ob eine Anpassung des Laufstils die Beschwerden minimieren oder sogar eliminieren könnten. Welche Lauftechnik ist nun die beste, schnellste und effektivste? Diese Fragen scheinen Läuferinnen und Läufer am häufigsten zu beschäftigen. Auf dem US-amerikanischen Videoportal Youtube, über welches sich viele Laufsportbeteiligte aus unterschiedlichen Ländern austauschen, kursieren zahlreiche Videos, die jeweils einen spezifischen Laufstil propagieren. Doch welche Behauptungen können wissenschaftlich belegt werden? Gemäss Almeida et al. (2015) ist Literatur, die den Zusammenhang zwischen den Laufstilen und den durch Laufen verursachten Verletzungen untersucht, immer noch selten. Zudem konnten die Autorinnen der vorliegenden Arbeit keine konkreten Laufstilempfehlungen in Bezug auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom finden. Dies führte dazu, dass sie sich vermehrt mit Studien zu den Laufstilen und deren Auswirkung auf das PFSS auseinandersetzen wollten, um zukünftig erfolgreicher beraten und therapieren zu können. Denn es «ist die Aufgabe von Physiotherapeuten, Veränderungen im Bewegungsverhalten des Patienten zu bewirken, um ihn zunehmend eigenständig und unabhängig von Therapie zu machen» (Suppé, 2007, zit. nach Suppé et al., 2014, S.108).

## **1.2 Eingrenzung der Thematik**

Es gibt insgesamt drei Laufstile, die in Vorfuss-, Mittelfuss- und Rückfusslaufen unterteilt werden können (Hamill & Gruber, 2017). Die Mehrheit der Läuferinnen und Läufer praktizieren die Variante des Rückfusslaufens. Das Vorfusslaufen hat jedoch in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen (de Almeida et al., 2015). Sowohl in der Literatur als auch in der Praxis scheint es keinen Konsens darüber zu geben, welcher Laufstil der bessere ist. Deshalb liegt der Schwerpunkt dieser Arbeit darin, herauszufinden, wie zum einen das bewährte Rückfusslaufen, zum anderen das immer mehr aufkommende Vorfusslaufen das Patellofemorale Schmerzsyndrom beeinflusst.

Gemäss Marquardt (2017) bewegt sich der moderne Mensch beim Laufen aufgrund



der asphaltierten Strassen sowie durch das Tragen von gedämpften Laufschuhen anders. Daher ist die Bewegung des Laufens in den Industrieländern nicht mehr so natürlich, wie sie es für den ursprünglichen Barfussläufer einmal war. «Die modernen Wege sind hart, sie fangen keine Stösse mehr ab und die Zehen finden keine Unebenheiten, in die sie greifen können» (Marquardt, 2017, S. 19). Der Fokus dieser Arbeit liegt daher auf dem Laufen mit Laufschuhen, da die Erkenntnisse und Informationen für die physiotherapeutische Behandlung von Laufsportlerinnen und Laufsportler in Industriestaaten gelten sollen.

Patellofemorale Schmerzen (PFS) betreffen einen Grossteil der Bevölkerung – von Jugendlichen bis hin zu älteren Erwachsenen – und führen zu erheblichen persönlichen und gesellschaftlichen Kosten (Collins et al., 2018). In der Praxis hatten die Autorinnen jedoch nie mit Seniorinnen oder Senioren zu tun, weshalb sie Studien, an denen Personen über 65 Jahren teilnahmen, nicht berücksichtigen. Ebenfalls nicht berücksichtigt werden Studien mit Kindern bis 12 Jahren, denn Kinder sind gemäss Auner-Gröbl et al. (2018) «keine kleinen Erwachsene» (S. 86), weshalb für deren Behandlung eine entsprechende pädiatrische Weiterbildung vorausgesetzt wird.

### **1.3 Zielsetzung**

Das Ziel dieser Bachelorarbeit ist es, anhand der Auswertung von wissenschaftlich fundierter Literatur und von Studien den Einfluss des Laufstils auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom zu untersuchen. Der Schwerpunkt bezüglich der Laufstile soll auf das Vor- und Rückfusslaufen gelegt werden.

Diese Arbeit richtet sich an Physiotherapeutinnen und Physiotherapeuten, die im muskuloskelettalen und sportphysiotherapeutischen Fachbereich tätig sind. Sie kann aber auch für Therapeutinnen und Therapeuten aus anderen Fachbereichen, die Läuferinnen und Läufer mit einem PFSS behandeln, von Nutzen sein.

### **1.4 Fragestellung**

Welchen Einfluss hat das Vor- und Rückfusslaufen bei Frauen und Männern zwischen 13 – 65 Jahren auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom?

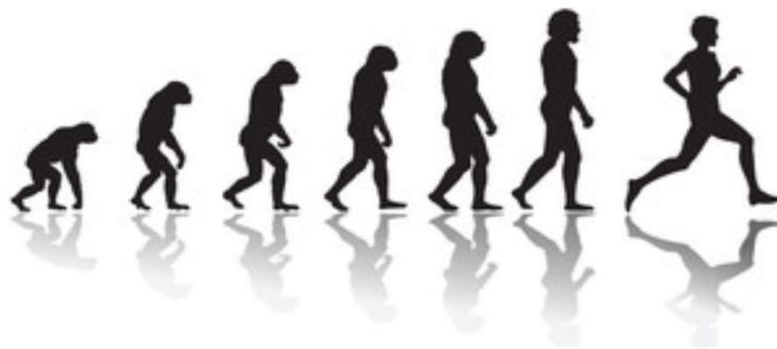
## 2 Theoretischer Hintergrund

In diesem Kapitel erläutern die Autorinnen spezifisches Fachwissen, das als Grundlage für das Verständnis der Thematik dienen soll. Es ist zu beachten, dass ein physiotherapeutisches Basiswissen vorausgesetzt wird, um vollumfänglich von dieser Arbeit profitieren zu können.

### 2.1 Evolution – Der Mensch und das aufrechte Gehen

«Wissen Sie, womit unsere Erfolgsgeschichte begann? Mit der Evolution der Kultur? Mit der Grössenzunahme des Gehirns? Falsch, viel früher noch: Als wir uns aufgerichtet haben» (Marquardt, 2017, S. 10).

*Abbildung 1: Evolution des aufrechten Ganges (Stock-Fotos, 2018)*



Der aufrechte Gang ist für den Menschen im Normalfall eine Selbstverständlichkeit. In der heutigen Zeit wird Fussball gespielt, getanzt und Marathon gelaufen. Das alles ginge nicht, würden wir nicht von klein auf das Gehen erlernen (Marquardt, 2017). Die Gehbewegung hat sich im Laufe der Evolution zu einem komplexen und ökonomischen Bewegungsablauf entwickelt, wobei der Mensch durch einen geringen Energieverbrauch sehr lange Strecken zurücklegen kann (Marquardt et al., 2012). Auch für die Physiotherapeutin und Ganganalyse-Instruktorin Götz-Neumann (2016) ist das aufrechte Gehen und die dadurch erfolgte Anpassung des gesamten Körperbaus an die Zweifüssigkeit ein bedeutsamer Schritt in der Entwicklungsgeschichte der Menschheit.

Aber seit wann gehen wir Menschen aufrecht? Götz-Neumann (2016) kommt zum Schluss, dass unsere Vorfahren bereits vor dreieinhalb bis vier Millionen Jahren offensichtliche Anpassungsmerkmale an die Bipedie – das aufrechte Gehen auf zwei Beinen – besaßen. Jablonski und Chaplin (1993) schätzen, dass die Entwicklung der Bipedie sogar schon vor fünf bis zehn Millionen Jahren begann. Wann der aufrechte Gang genau entstanden ist, kann die Wissenschaft aktuell nicht beantworten (Götz-Neumann, 2016).

## **2.2 Unterschiede zwischen Gehen und Laufen**

So natürlich das aufrechte Gehen und die Laufbewegung für den Menschen auch sind, die Ansichten zur Bewegungsausführung scheinen gemäss der Recherche der Autorinnen auseinander zu gehen. Für die einen ist es wie Gehen, nur schneller. Für andere ist es eine durch jahrelange Arbeit antrainierte und optimierte Lauftechnik. Gemäss Götz-Neumann (2016) ist der Gangzyklus beim Laufen auf die Schwung- und Standphase beschränkt. Folglich fehlt die beim Gehen typische doppelseitige Standbeinbelastung. Aber genau diese doppelt unterstützten Phasen führen zu wesentlich mehr Stabilität beim Gehen. Das Laufen setzt sich aus 50 Prozent Stützphase und 50 Prozent Schwungphase zusammen (Marquardt et al., 2012). Wenn eine hohe Laufgeschwindigkeit vorliegt, kommt der Läufer oder die Läuferin sogar in eine Schwebephase, bei der beide Füsse den Kontakt zum Boden verlieren (Götz-Neumann, 2016). Somit verschiebt sich das Verhältnis zugunsten der Schwungphase (Marquardt et al., 2012).

Marquardt et al. (2012) geben folgende Umschreibung:

Je nach Tempo und Distanz ergeben sich unterschiedliche Techniken, die zwar im Hinblick auf die Gangphasen durchaus ihre Entsprechung finden, sich allerdings gerade im Moment des Fussaufsatzes unterscheiden und somit zu völlig unterschiedlichen muskuloskelettalen Belastungen des Bewegungsapparates führen. Wesentlich ist ferner der Unterschied der Verhältnisse von Stütz- und Schwungphase (S. 72).

Die nachfolgend aufgeführte Tabelle von Marquardt (2017) stellt wichtige Aspekte der Gehbewegung jenen der Laufbewegung gegenüber und vergleicht diese.

Tabelle 1: Gehen und Laufen im Vergleich (Marquardt, 2017, S. 21)

Gehen und Laufen im Vergleich		
	Gehen	Laufen
Phasen	Stütz- und Schwungphase	Stütz- und Schwungphase mit Flugphase
Verhältnis Stütz-/ Schwungphase	60 / 40	50 / 50 (und kleiner)
Spurbreite	breiter	schmäler
Stosskräfte (Landung)	1- bis 1,5-Faches des Körpergewichts	2- bis 3-Faches des Körpergewichts
Stosskräfte (Abdruck)	1- bis 1,5-Faches des Körpergewichts	3,5- bis 5-Faches des Körpergewichts
Fussaufsatz	Immer mit der Ferse (Rückfuss)	Mit dem Vor-, Mittel- oder Rückfuss

### 2.3 Phasenmodelle der Laufbewegung

Während es für die Bestimmung der verschiedenen Phasen der Gehbewegung einen einheitlichen Standard gibt, liegen für die Laufbewegung diverse Modelle vor (Marquardt et al., 2012). Die Autorinnen haben bei der Literaturrecherche erkannt, dass es sich, abgesehen vom Vier-Punkt-Modell nach Marquardt et al. (2012), um ältere Quellen handelt. Als Basis dienten Studien zur Muskelfunktionsanalyse mittels Elektromyographie. «Mit dieser aufwendigen und analytisch teilweise hoch anspruchsvollen Methode kann diagnostiziert werden, welcher Muskel wann und wie lange mit welcher Aktivität und in welchem intra- und intermuskulären Zusammenspiel aktiv ist» (Albrecht et al., 2016, S. 161). Darauf baut das Zwei-Phasen-Modell nach Hannon, Rasmussen und Derosa sowie Nilsson, Thorstensson und Halbertsma aus dem Jahr 1985 auf, welches die Laufbewegung grob in eine Stütz- und eine Schwungphase unterteilt. Im Gegensatz dazu unterteilt das in zahlreichen Büchern und Studien als Primärquelle verwendete Sechs-Phasen-Modell nach Mann, Moran und Dougherty aus dem Jahr 1986 die Laufbewegung detailliert in Landephase, Stützphase, Abdruckphase sowie frühen, mittleren und späten Schwung. Die Recherche der Autorinnen ergab, dass sich Mann et al. (1986) bei der Gliederung der Gang-

phasen auf Slocum und James (1968) bezogen. Marquardt et al. (2012, S. 75) haben das Sechs-Phasen-Modell in folgender Abbildung dargestellt:

Abbildung 2: Sechs-Phasen-Modell nach Mann et al. (1986, zit. nach Marquardt et al., 2012, S. 75)

Sechs-Phasen-Modell (Mann et al. 1986)					
Landephase (Foot contact) Stoßdämpfung	Stützphase (Mid support) Stoßdämpfung und zunehmende Stabilisierung von Fuß- und Beinachse	Abdruckphase (Toe-off) Abdruck- bewegung durch Hüft- und Kniegelenks- streckung	früher Schwung (Follow through) Abheben des Fußes vom Untergrund; Anfersen bis bodenparallel und je nach Tempo auch darüber	mittlerer Schwung (Forward swing) Vorschwung- bewegung des Beins mit maximal flektiertem Kniegelenk	später Schwung (Foot descent) je nach Tempo mehr oder weniger starkes „Auspendeln“ und „Zurückschwingen“ des Unterschenkels
<b>Beginn:</b> erster Boden- kontakt des Fußes <b>Ende:</b> vollständiger Bodenkontakt des Fußes	<b>Beginn:</b> Ende vollständiger Bodenkontakt des Fußes <b>Ende:</b> Abheben der Ferse vom Boden	<b>Beginn:</b> Ende Abheben der Ferse vom boden <b>Ende:</b> letzter Bodenkontakt des Fußes	<b>Beginn:</b> Ende letzter Bodenkontakt des Fußes <b>Ende:</b> Anheben des Fußes (Anfersen)	<b>Beginn:</b> Ende des Anfersens <b>Ende:</b> höchster Kniehub	<b>Beginn:</b> Ende höchster Kniehub <b>Ende:</b> erneuter Bodenkontakt des Fußes

Mit dem Ziel, ein in der Praxis schnelles und einfacher umsetzbares Modell zur Verfügung zu haben, entwickelten Marquardt et al. (2012) das oben erwähnte Vier-Punkt-Modell aus dem Jahr 2012. Dieses Modell unterteilt die Laufbewegung nicht in Phasen, sondern in vier aussagekräftige Punkte der Laufbewegung und ist in der folgenden Abbildung dargestellt. Die vier Punkte sind Landung, Stütz, Abdruck und Schwung (Marquardt et al., 2012).

Abbildung 3: Vier-Punkt-Modell nach Marquardt (2012, S.312)



Marquardt et al. (2012) bestimmen jeweils in der Sagittalebene den Gelenkwinkel des oberen Sprunggelenks während der Landung, des Kniegelenks während dem Mittelstütz, des Hüftgelenks beim Abdruck sowie den Kniehub oder das sogenannte Anfersen während dem Schwung.

## **2.4 Laufbewegung im Detail**

«Die Laufbewegung ist keineswegs nur eine Beschleunigung der Gehbewegung» (Marquardt et al., 2012, S. 72),« (...) denn während beim Gehen immer ein Fuss auf dem Boden ist, gibt es beim Laufen eine Flugphase» (Marquardt, 2017, S. 21). Dies erhöht die Belastung und fordert eine Änderung des Bewegungsmusters (Marquardt, 2017). Die Laufbewegung wird für eine genaue Analyse in mehrere Phasen unterteilt. In diesem Kapitel gehen die Autorinnen auf die gemäss der Fragestellung relevantesten Phasen der Laufbewegung ein.

### **2.4.1 Fussbewegung beim Aufsatz**

«Der Fuss ist in drei Segmente unterteilt: den Rückfuss, den Mittelfuss und den Vorfuss» (Glenn et al., 2010, S. 813). Durch seine Längs- und Querwölbungen sowie die Mobilität der tarsalen Gelenke ist er mobil und dient dem Körper als sichere Unterstützungsfläche. Zudem dient seine Dynamik als Stossdämpfung (Suppé et al., 2014 und Dölken, 2015).

Der Fussaufsatz beim Laufen scheint immer wieder Anlass für ausgiebige Diskussionen zu sein (Marquardt et al., 2012). Dieser ist relevant, weil der Fuss die Bodenreaktionskräfte nach oben auf das Knie- und Hüftgelenk überträgt (Glenn et al., 2010). Der Fussaufsatz bestimmt, welche muskuloskelettalen Belastungen auf den Bewegungsapparat wirken (Marquardt et al., 2012). Gemäss Marquardt (2017) setzt man sich beim Fersenlaufen, im Gegensatz zum flachen Fussaufsatz, den Stosskräften ohne Federungsfunktion von Längs- und Quergewölbe aus. Dabei muss beachtet werden, dass der Fussaufsatz ein Resultat der gesamten Beinarbeit darstellt. «Der Fersenhäufer wird also nicht zum Vorfussläufer, indem er nur die Zehenspitze vor der Landung herunterdrückt» (Marquardt, 2017, S. 25). Vielmehr ist der Fussaufsatz ein Resultat der gesamten Laufbewegung, welche unter anderem die Schrittfrequenz

und das Schrittempo beinhaltet (Marquardt et al., 2012). Für Marquardt et al. (2012) ist der Fussaufsatz von der Qualität der Laufbewegung abhängig und nicht umgekehrt, da beim ersten Bodenkontakt die Stellung des Unterschenkels die Art des Fussaufsatzes bestimmt.

## 2.4.2 Kniebeugung in der Stützphase

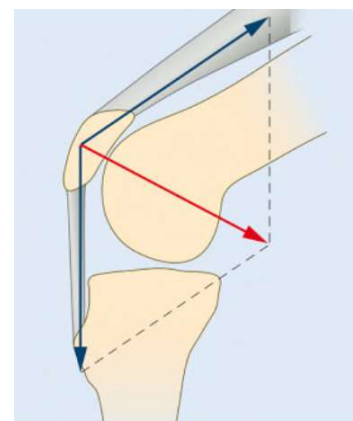
Da das Verständnis der auf das Kniegelenk wirkenden Kräfte hinsichtlich der verschiedenen Laufstile fundamental ist, beschäftigt sich dieses Kapitel mit der Biomechanik des Kniegelenks. Zudem können ausreichende biomechanische Kenntnisse des Patellofemoral Gelenkes (PFG) das Verständnis über die Entstehungsweise von Schmerzsyndromen vereinfachen (Dölken, 2015).

Um die Stossdämpfung beim Gehen und Laufen zu gewährleisten, wird das Knie flektiert (Marquardt et al., 2012). Daraus resultiert eine Flexion des Sprung-, Knie- und Hüftgelenks, welche bereits in der Landephase eingeleitet wird (Marquardt, 2017). Die Belastungseinflüsse auf das Kniegelenk steigen mit zunehmender Geschwindigkeit und steigender Knieflexion (Klein, Laube, Schomacher & Voelker, 2011). Gemäss Klein et al. (2011) treten beim Gehen Belastungswerte bis zum Vierfachen des Körpergewichts auf. Laut Ostermeier und Becher (2011) handelt es sich um das Fünffache des Körpergewichts. Beim Laufen werden je nach Autorinnen oder Autoren Spitzenwerte vom Achtfachen (Tschopp & Brunner, 2017) oder sogar vom Zehn- bis Elffachen des Körpergewichts erreicht (Küspert, 2000).

«Während die Stützphase in der Gehbewegung nur mit geringer Knieflexion von etwa 5° einhergeht, beträgt dies bei der Laufbewegung maximal 37-42°» (James & Jones, 1990, zit. nach Marquardt et al., 2012, S. 25).

Marquardt (2017, S. 120) hebt hervor, dass «die über-grosse Belastung durch den Anpressdruck bei zu tiefer Kniebeugung innerhalb der Stützphase» (S. 120) eine wichtige Rolle bei der Überbelastung des Knorpelgleit-lagers der Kniescheibe spielt. Dölken (2015) gibt an, dass der Anpressdruck auf die Patella zwischen 60 Grad und 90 Grad Flexion am höchsten ist und durch zunehmende

Abbildung 4: Kräfteinwirkung auf das Kniegelenk (Dölken, 2015, S. 312)



Quadrizepsaktivität erhöht wird. «Der Anpressdruck hängt jedoch auch von der Länge des Lastarms (...) in Relation zur Länge des Kraftarms (...) ab» (Dölken, 2015, S. 312). Im Kniegelenk setzen die von aussen einwirkenden Kräfte, zum Beispiel die Gewichtskraft, «mit verhältnismässig langen Hebelarmen an, so dass hohe Drehmomente das Gelenk belasten» (Wimmer und Andriacchi, 1997, zit. nach Ostermeier & Becher, 2011, S. 12). Diesen Kräften stehen Bänder und Muskelansätze mit kurzen Hebelarmen gegenüber (Ostermeier & Becher, 2011).

### **2.4.3 Bewegungsanalyse bei Läuferinnen und Läufern mit PFSS**

Marquardt (2017) sieht als Standardvorgehen bei akuten Schmerzen, nebst der gängigen antientzündlichen Behandlung, eine Bewegungsanalyse zur Diagnose von Technikfehlern vor. Abhängig von den Ergebnissen erfolgt danach gegebenenfalls eine Anpassung der Lauftechnik beziehungsweise des Laufstils. Bei einer Bewegungsanalyse werden gemäss Dölken (2015) «mehrere unterschiedliche Verfahren simultan angewandt, um zeitgleich Bewegungen, Kräfte und Muskelaktivitäten zu erfassen» (S. 59). Aus dem Resultat dieser Untersuchung lässt sich dann eine Bewegungsoptimierung ableiten (Dölken, 2015).

Trotzdem soll in Hinblick auf strukturelle Veränderungen zusätzlich eine fachgerechte Untersuchung mit entsprechender Diagnostik durchgeführt werden (Marquardt et al., 2012). Die Bewegungsanalyse gewinnt aber in der Diagnostik immer mehr an Bedeutung, da sie anhand ihrer Resultate Auskunft darüber geben kann, ob eine Operation einer konservativen Therapie vorzuziehen ist oder nicht (Götz-Neumann, 2016).

## **2.5 Laufstile**

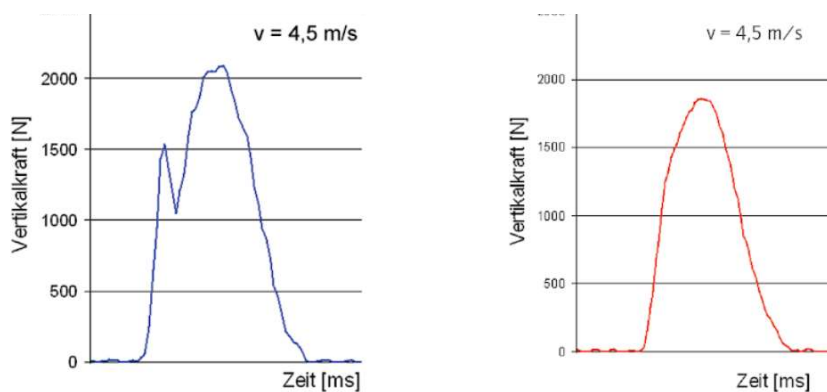
Die Laufstile können nicht nur aufgrund der Landung voneinander unterschieden werden, sondern auch durch die Unterschiede in Bezug auf die aktivierten Muskelgruppen und die biomechanischen Anforderungen (Marquardt et al., 2012). In den nachfolgenden Kapiteln werden diese Unterschiede erarbeitet und dargestellt.



### 2.5.1 Footstrike Index

Während die Art des Laufstils visuell anhand des Fussaufsatzes bestimmt werden kann, wird er seit Jahren durch den Footstrike Index anhand einer Fussdruckmessplatte quantifiziert (Cavanagh & Lafortune, 1980). Dabei werden die Bodenreaktionskräfte während der Laufbewegung gemessen. Es handelt sich dabei zwar um ein sicheres Verfahren, das sich aber in den üblichen Lauflaboren mangels Installation einer grösseren Fussdruckmessplatte nicht umsetzen lässt (Marquardt et al., 2012).

Abbildung 5: Grafische Darstellung der Bodenreaktionskräfte (Neumann & Hottenrott, 2016, S. 103)



Anmerkung: Typische Kraft-Zeit-Verläufe der vertikalen Bodenreaktionskraft beim Rückfusslaufen (links) und Vorfusslaufen (rechts)

### 2.5.2 Vorfusslaufen

«Das Vorfusslaufen zeichnet sich durch einen aktiven Laufstil mit flachem Fussaufsatz und hoher Körperschwerpunktlage aus, wobei die Stütz- und Rumpfmuskulatur stark gefordert wird» (Albrecht et al., 2016, S. 429). In der Landephase kommt es gemäss Marquardt et al. (2012) zu einer Vorspannung der gesamten Streckerkette des Beines. Die Hüft-, Knie- und Wadenmuskulatur bewirken dadurch eine hervorragende Stossdämpfung. Beim Laufen wird die Stossbelastung durch das Fussgewölbe, die Pronationsbewegung sowie die Innenrotation der Beinachse, die zum körpereigenen Dämpfungssystem zählen, verringert (Marquardt et al., 2012). Als Vorteil erweist sich dabei die eher geringe Kniegelenksflexion während dem Mittelstütz. Dies führt zu einer verminderten retropatellaren Druckbelastung (Marquardt et al., 2012). Das Vorfusslaufen erlaubt eine hohe Laufgeschwindigkeit sowie eine optimale Kraftübertragung, ist jedoch für längere Distanzen aufgrund zunehmender muskulärer Ermüdung nicht geeignet (Albrecht et al., 2016). Beim Vorfusslaufen werden nämlich

aufgrund der Federung im Sprunggelenk die gesamte Fuss-, Waden- und Schienbeinmuskulatur intensiv beansprucht (Neumann & Hottenrott, 2016). Ein weiterer Nachteil des Vorfusslaufens ist, dass es die Zehengrundgelenke und die Mittelfussknochen stark belastet. Ausserdem führt es bei längerer Laufdauer oftmals zu Muskelkrämpfen und -verhärtungen und ist daher für Langstreckenläufer ungeeignet (Neumann & Hottenrott, 2016).

### 2.5.3 Rückfusslafen

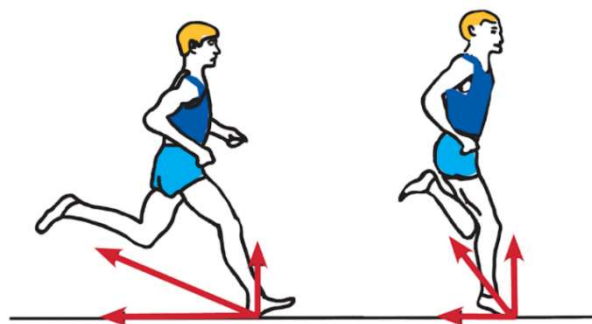
Beim Rückfusslafen erfolgt der erste Bodenkontakt über die Ferse (Almeida et al., 2015). Es kommt der Gehbewegung von allen drei Laufstilen am nächsten und ist durch den Unterschenkelvorschwing gekennzeichnet (Marquardt et al., 2012). Das könnte erklären, weshalb gemäss Knorz et al. (2017) mehr als 85 Prozent aller Laufenden, die mit Schuhen unterwegs sind, das Rückfusslafen praktizieren.

Um den Fussaufsatz abzufangen, bewirkt das häufigere Fersenlaufen eine stärkere Dehnung der Wadenmuskulatur und belastet die vordere Schienbeinmuskulatur (Albrecht et al., 2016). Marquardt et al. (2012) betonen, dass der Rückschwung des Unterschenkels infolge der schwach ausgeprägten Schwungphase nach vorne ausbleibt, «weshalb der Fussaufsatz in Neutral-Null-Stellung des oberen Sprunggelenks bei vorgeschwungenem Unterschenkel wie beim Gehen auch auf der Ferse erfolgt» (S. 85). Folglich ist gemäss Neumann

und Hottenrott (2016) beim Rückfusslafen «die resultierende Kraft entgegen der Laufrichtung grösser als beim Vorfusslafen» (S. 103). Die nebenstehende Abbildung veranschaulicht die Wirkrichtung der Bodenreaktionskräfte. Sie gehen mit einer Bremsbewegung einher und führen beim Rückfusslafen zu einer hohen muskuloskeletta-

len Belastung (Marquardt et al., 2012). Neumann und Hottenrott (2016) sind sogar der Ansicht, dass das Rückfusslafen nur möglich ist, weil die Stossbelastungen durch den Laufschuh und viskoelastische Schuheinlagen vermindert werden.

Abbildung 6: Bodenreaktionskräfte in der Stützphase (Neumann & Hottenrott, 2016, S. 103)



Anmerkung: Resultierende Kraft beim Rückfusslafen (links) und beim Vorfusslafen (rechts)

Die im Subtalargelenk wirkenden Pronationsdrehmomente sind beim Laufen durch die vergrösserte Stossbelastung wesentlich grösser als beim Gehen. Diese können kaum muskulär kontrolliert beziehungsweise abgefangen werden, da beim Fersenaufsatz die distale Streckerkette nicht wie beim Vorfuss- und Mittelfusslaufen vorgespannt ist. Daher hat das Rückfusslaufen häufig Überpronationsbewegungen zur Folge, was oftmals die Innenrotation der Beinachsen verstärkt, da diese der körpereigenen Stossdämpfung dient (Marquardt et al., 2012).

## **2.6 Risikofaktoren für Verletzungen des Bindegewebes**

«Der Organismus braucht Belastung und daraus direkt folgend Beanspruchung, um alle Gewebe und Organe strukturell und auf dieser Grundlage funktionell zu entwickeln und zu erhalten (...)» (Klein et al., 2011, S. 247). Auch für van den Berg und Cabri (2016) stellt die regelmässige physiologische Gewebsbelastung sowie die regelmässige Gewebsentlastung einer der relevantesten Faktoren für den Erhalt des Bindegewebes dar.

Marquardt (2017) betont, dass Verletzungen nicht ohne Grund, sondern oftmals durch eine Überbelastungsreaktion des Bindegewebes entstehen. Bevor jedoch schmerzhaft Schädigungen infolge einer Überbelastung durch Fehlhaltung und unökonomisches Bewegungsverhalten entstehen, kann dies über lange Zeit beschwerdefrei vom Körper kompensiert werden. (Dölken, 2015). Zudem braucht es gemäss Dölken (2015) kein direktes Trauma, um die Strukturen zu überlasten.

### **2.6.1 Auswirkungen einer Immobilisationsperiode auf das Bindegewebe**

Durch eine längere Immobilisationsperiode kann es in den Gelenken zu starken degenerativen Veränderungen kommen, wobei die betroffenen Strukturen selbst und mitunter ihre Belastbarkeit deutlich verändert und reduziert werden (van den Berg & Cabri, 2016). Dies sollte in Bezug auf den Laufsport berücksichtigt werden, wenn das Training nach einer Unterbrechung wieder aufgenommen wird. Um eine Überbelastung zu vermeiden, sind gemäss van den Berg und Cabri (2016) noch während der Wundheilung und bereits nach Abschluss der Entzündungsphase physiologische Belastungen notwendig.

### **2.6.2 Unterbelastung des Bindegewebes**

In den Industriestaaten, wo viele Menschen einer sitzenden Tätigkeit nachgehen und ihren Körper auch in der Freizeit kaum bewegen und belasten, ist «ein Mangel an physiologischen Belastungsreizen mitunter einer der wichtigsten Gründe für eine Degeneration des Bindegewebes» (van den Berg & Cabri, 2016, S. 64). Wer also von heute auf morgen mit dem Laufsport beginnt oder abrupt seinen Laufstil wechselt, obwohl der Körper für eine solche Belastung nicht vorbereitet ist, der riskiert eine Verletzung aufgrund einer Überbelastung. Gemäss Marquardt (2017) führt «eine zu schnelle Technikumstellung (...) typischerweise in der Achillessehne, der Wadenmuskulatur und der Fusssohle zu Überlastungsreaktionen» (S. 121).

### **2.6.3 Überbelastung des Bindegewebes**

Bei der Mehrheit der Patientinnen und Patienten kann keine abnormale anatomische oder biomechanische Ursache festgestellt werden (Madany, 2013). Deshalb gilt es, bei der Anamnese herauszufinden, ob eine akute oder chronische Überbeanspruchung vorliegen könnte. Dabei sollen auch Umgebungsfaktoren wie Untergrund oder Schuhwerk mitberücksichtigt werden (Biesenbach, 2014). Gemäss van den Berg und Cabri (2016, S. 375) können «verkehrte, ungünstige und unergonomische Bewegungen und Belastungen im Alltag oder beim Sport, z.B. falsche Techniken, (...) ständige kleine Verletzungen, d. h. Mikrotraumata, zur Folge haben.» Deshalb ist ein physiologischer Laufstil von grosser Bedeutung.

Zudem kann Übergewicht die Strukturen wie Knochen und Gelenkknorpel überlasten (van den Berg & Cabri, 2016).

## **2.7 Das Patellofemorale Schmerzsyndrom**

Gemäss Davis und Powers (2009, zit. nach Addison et al., 2013) ist das Patellofemorale Schmerzsyndrom die häufigste Überlastungsproblematik der unteren Extremität. In diesem Kapitel wird das Krankheitsbild genauer erläutert.

### 2.7.1 Definition

Im deutschen Sprachraum stösst man häufig auf die Definition «Patellofemorales Schmerzsyndrom» (PFSS) oder «vorderer Knieschmerz» (Biesenbach, 2014; Madany, 2013). International werden stattdessen Synonyme wie «anterior knee pain» (AKP), «patellofemoral pain syndrome» (PFSS) oder «patellofemoral pain» verwendet. Die Sportmedizin verwendet dafür assoziative Begriffe wie «Läufer-» oder «Springerknie» («runners knee» oder «jumpers knee»), womit eine Verbindung zur Ätiologie hergestellt werden kann. Das PFSS wird mit dem ICD-Schlüssel «Chondropathia patellae» codiert, obwohl teils keine Knorpelschädigung der Patella diagnostiziert wird (Biesenbach, 2014). Marquardt (2017, S. 120) gibt an, dass «das chondro-pathische Reizknie (...) und das Patellaspitzensyndrom (...)» mit dem vorderen Knieschmerz zusammengefasst wird. Für Ostermeier und Becher (2011) wiederum zählt das Patellofemorale Schmerzsyndrom zum vorderen Knieschmerzsyndrom.

Eine genaue Definition des PFSS wird in der Literatur kontrovers diskutiert und es liegen unterschiedliche Definitionsansätze vor. Aus diesem Grund versuchte Madany (2013, S. 12) eine einheitliche Definition zu erarbeiten. Er erwähnt hierbei vier Definitionskriterien (1-4), welche für die Diagnosestellung konsequent berücksichtigt beziehungsweise erfüllt werden müssen:

Das Patellofemorale Schmerzsyndrom ist ein Krankheitsbild, bei dem als Kardinalsymptom ein Schmerz (1) unbekannter Ursache (2) im Vordergrund steht, welcher in der unmittelbaren Nähe des patellofemorales Gelenkes lokalisiert (3) ist, wobei zum gegenwärtigen Zeitpunkt keine Aussage über die betroffene Struktur (4) getroffen werden kann.

Nebst den unterschiedlichen Definitionen ist in der Literatur auch häufig die Rede von «patellofemoral joint stress». Dies wird nicht als herkömmliches Synonym für das PFSS verwendet, findet aber häufig Anwendung, da patellofemorale Schmerzen mit erhöhter patellofemorales Gelenksbelastung in Verbindung stehen (Willson, Sharpee, Meardon & Kernozek, 2014).

### **2.7.2 Epidemiologie**

Das PFSS gehört zu den häufigsten Diagnosen bei Verletzungen des Kniegelenkes (Tschopp & Brunner, 2017). In sportmedizinischen Schwerpunktzentren zeigt sich das PFSS beispielsweise bei 25 Prozent bis 40 Prozent aller Patientinnen und Patienten mit Kniebeschwerden (Madany, 2013).

PFS treten mit einer Gewichtung von 2:1 häufiger bei Frauen als bei Männern auf (Wagner, 2017 und Madany, 2013). Auch Biesenbach (2014) bestätigt, dass Frauen überdurchschnittlich häufig betroffen sind. Gemäss Ostermeier und Becher (2011) betrifft das vordere Knieschmerzsyndrom vorwiegend Personen zwischen 15 und 40 Jahren, wobei die Autoren ebenfalls betonen, dass Frauen häufiger davon betroffen sind.

### **2.7.3 Prävention durch Risikoerkennung**

Da das PFSS, wie im Kapitel 2.7.2 bereits erwähnt, eine hohe Inzidenz aufweist, ist die Prävention sehr wichtig. Eine gute Prävention setzt Kenntnisse über mögliche Risikofaktoren, die mit dem PFSS assoziiert werden, voraus (Lankhorst, Bierma-Zeinstra & Van Middelkoop, 2012). «Die Identifikation der Risikofaktoren dient dem Therapeuten als Orientierung, wenn er über die weitere Vorgehensweise entscheidet» (Holtgreffe, 2010, S. 43). Zudem hilft es in der Praxis, potenzielle Risikogruppen zu erkennen und Präventionsmassnahmen zu entwickeln (Madany, 2013). Nebst den allgemeinen, in den Kapiteln 2.6.1 bis 2.6.3 beschriebenen Risikofaktoren für Verletzungen des Bindegewebes infolge Immobilisation, Über- und Unterbelastung gibt es die nachfolgend erläuterten, spezifischen Risikofaktoren für das PFSS.

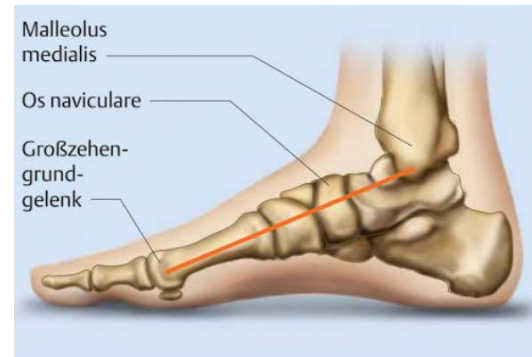
### **2.7.4 Risikofaktoren infolge Abweichungen in der Statik**

Beim PFSS kann die Ursache eine Abweichung der Fuss- und Kniestellung, ein Beckenschiefstand oder eine Beinlängendifferenz sein, welche statische Dysbalancen bewirken (Madany, 2013). Die Autorinnen erläutern nachfolgend die für das PFSS und die spezifischen Laufstile relevanten Fehlstellungen des Fuss- und Kniegelenks.

### 2.7.4.1 Abweichungen des Fusses

Bei einer Abflachung der Fusslängswölbung kann das Os naviculare unterhalb der Feiss-Linie liegen, dem sogenannten «naviculare drop». Dies führt bei Belastung weiterlaufend zu einem Valgus des Kniegelenks, sowie zur Innenrotation oder Adduktion im Hüftgelenk (Bacha et al., 2011). Gemäss Barton, Bonanno, Levinger und Merz (2010)

Abbildung 7: Feiss-Linie (Bacha et al., 2011, S. 122)



gilt der «naviculare drop» als ein aussagekräftiges und reliables Tool, um die Pronationsfehlstellungen des Fusses zu quantifizieren. Zudem ist ein erhöhter «naviculare drop» ein Anzeichen für die Entwicklung eines PFSS (Boling, Darin, Marshal, Guskiewicz, Pyne und Beutler, 2009). Auch Bacha et al. (2011) heben hervor, dass eine Valgusstellung des Kalkaneus innerhalb der Kette zu einem periartikulären Stress im medialen Kniegelenk führen kann.

Ein mangelhaftes Abfedern in der Standbeinphase infolge der Abflachung der Fusslängswölbung bewirkt eine Überlastung der tragenden Gelenke (Bacha et al., 2011). Das Längsgewölbe wird beim Vorfusslaufen im Vergleich zum Rückfusslaufen vermehrt belastet, da beim Erstgenannten die gemessenen Bodenreaktionskräfte beinahe vollständig unter dem Vorfuss konzentriert sind. Dadurch entstehen in den Sprunggelenken grössere Hebel und Drehmomente und als Folge dessen kommt es zu höheren Zugkräften auf das Fusslängsgewölbe (Rist, Kälin & Weisskopf, 2007). Die Autorinnen schliessen daraus, dass eine langsame Umschulung auf das Vorfusslaufen stattfinden muss, damit diese Zugkräfte muskulär kompensiert werden können und folglich keine Abflachung des Fusslängsgewölbes mit den oben genannten Folgen stattfindet.

### 2.7.4.2 Abweichungen des Knies

Bei einer strukturellen Fehlstellung wie beim Genu valgum oder dem Genu varum verschiebt sich das Zentrum des Kniegelenks im Verhältnis zur Traglinie entweder nach medial oder nach lateral (Dölken, 2015). Die Flexions-Extensions-Achse des Kniegelenks liegt dabei schräg zur Frontalebene, was die Bewegungsebene der

Beine ändert (Bacha et al., 2011). Gemäss Powers (2003, zit. nach Madany, 2013) ist das Genu valgum ein Risikofaktor für die Entstehung des PFSS. Die Vergrösserung des Quadrizepswinkels – auch Q-Winkel genannt – und dementsprechend des Valguskraftvektors als Folge dieser Fehlstellung bringt einen erhöhten patellofemorale Anpressdruck an der lateralen Facette der Patella mit sich (Madany, 2013). Es gilt allerdings zu beachten, dass Untersuchungen vorliegen, welche die Aussagekraft des Q-Winkels kritisieren, da die Messprozeduren nicht standardisiert durchgeführt werden (Smith et al., 2008, zit. nach Madany, 2013, S. 35).

Wenn das Kniegelenk beidseitig leicht vermehrt überstreckbar ist (Genu recurvatum), ist dies gemäss Marquardt et al. (2012) im Normalfall anlagebedingt. Es kann aber gemäss Kapandji (2009, zit. nach Madany, 2013) im PFG zu negativen Drücken führen.

## 2.7.5 Risikofaktoren infolge Abweichungen in der Dynamik

Gemäss Husa, Isenegger, Ukelo, Stacoff und Stüssi (2008) können bei dynamischen Abweichungen die Innenrotation der Tibia und die Innenrotation des Femurs mit der Entstehung des PFSS in Verbindung gebracht werden. Weitere Faktoren, welche die Entwicklung patellofemorale Schmerzen beeinflussen, können Muskelatrophien oder neuromuskuläre Dysbalancen sein (Lankhorst et al., 2012).

### 2.7.5.1 Distal des Patellofemoralgelenks

Beim Laufen wird der Kalkaneus beim ersten Bodenkontakt durch den Einfluss der Bodenreaktionskraft zu einer schnellen Bewegung nach medial gezwungen, wodurch es zu einer Eversion des Rückfusses kommt (List, Unternährer, Ukelo, Wolf & Stacoff, 2008). Der Kalkaneus leitet das Gleiten nach medial auf den Talus weiter und

Abbildung 8: Q-Winkel (Dölken, 2015, S. 314)



Anmerkung: Der Q-Winkel ist definiert als Winkel zwischen dem resultierenden Kraftvektor des M. quadrizeps, normalerweise parallel zum Femurschaft verlaufend, und der Patellarsehne.



dieser wiederum überträgt die Bewegung durch den engen Sitz unterhalb der Malleolengabel auf die Tibia, wodurch es durch die Bewegungskopplung schliesslich zu einer Innenrotation kommt (Powers, Chen, Reischl & Perry, 2002).

Normalerweise tritt beim Laufen während der Standphase die maximale Rückfuss-Eversion, die mit einer Tibia-Innenrotation einhergeht, nahezu gleichzeitig mit einer maximalen Knie-Flexion auf (Husa et al., 2008). Nach der Flexion des Kniegelenkes muss die Tibia nach aussenrotiert werden, damit die in der Mitte der Standphase beginnende Knieextension eingeleitet werden kann (Powers et al., 2002).

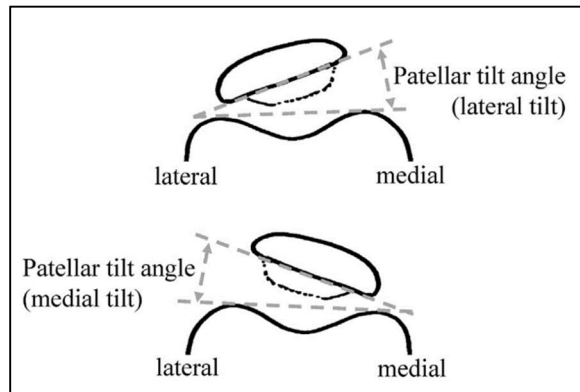
Falls nun aber die Rückfuss-Eversion und damit die Tibia-Innenrotation zeitlich länger stattfinden als die maximale Knieflexion, kommt es zu einem mechanischen Problem für das Kniegelenk. Durch die unphysiologische zeitliche Kopplung kommt es zu einer Verdrehung des Kniegelenkes, da die Tibia zu lange in einer Innenrotation verbleibt, obwohl die Knieextension ab der mittleren Standphase eine Tibia-Aussenrotation erfordern würde (Husa et al., 2008).

#### **2.7.5.2 Proximal des Patellofemoralgelenks**

Durch eine Schwäche der Hüftmuskulatur, insbesondere der aussenrotierenden und abduzierenden, teils auch der extendierenden, kann es zu einer dynamischen Innenrotations- und Valgusfehlstellung des Femurs kommen. Die Patella, Mittelpunkt zwischen Quadrizepssehne und dem Ligamentum patellae, verändert ihre Stellung nicht und dadurch entsteht ein funktionelles Malalignment, das eine Hyperkompression im lateralen Kompartiment des PFG bewirkt (Madany, 2013). «Das Malalignment beschreibt die biomechanische und/ oder funktionelle Fehlstellung einer Schlüsselregion» (Cabri et al., 2007, S. 439).

Eine globale Quadrizephypotrophie kann ebenfalls ein prädisponierender Faktor für die Entwicklung des PFSS sein. Nicht selten kommt jedoch eine selektive Hypotrophie des Vastus medialis obliquus (VMO) vor. Letzteres hat einen negativen Einfluss auf die medialisierenden Kräfte während der Kniestreckung, was zur Lateralisierung der Patella und folglich zum Patella-Tilt führt (Madany, 2013).

Abbildung 9: Patella-Tilt durch Lateralisierung (Matsui, Shintani, Okajima, Matsuura & Nakagawa, 2016, S. 631)



Wenn neuromuskuläre Dysfunktionen vorliegen, verläuft die Aktivierung des Vastus lateralis (VL) und des VMO asynchron, wobei der VMO zeitlich später kontrahiert als der VL (Seitlinger, Beitzel, Scheurecker, Imhoff & Hofmann, 2011). Dies führt wiederum zur Lateralisierung der Patella, was erhöhte Belastungen der lateralen Anteile des Gelenkes zur Folge hat.

### 2.7.6 Physiotherapeutische Behandlungsmassnahmen

Die klinische Erfahrung zeigt, dass eine Gangschulung stets durch weitere Interventionen ergänzt werden soll, welche sich auf die statischen oder dynamischen Defizite des Patienten beziehen. Gemäss Marquardt (2017, S. 120) «sollten muskuläre Dysbalancen durch gezieltes Kraft- und Koordinationstraining dauerhaft beseitigt werden.» Nachfolgend werden unter anderem die wichtigsten Interventionen in Bezug auf die in den Kapiteln 2.7.4 und 2.7.5 genannten Risikofaktoren aufgezählt. Wie bei allen anderen Krankheitsbildern ist für den Patienten auch beim PFSS die *Patient Education* von grosser Bedeutung. «Je besser er informiert ist, desto aktiver kann er am Therapieprozess teilhaben und aktive Coping-Strategien entwickeln» (Dölken, 2015, S. 63). Den Betroffenen soll aufgezeigt werden, dass eine vorübergehende, konsequente Belastungsreduktion oder gegebenenfalls angepasste Bewegungsalternativen die Basis für eine Vermeidung von Rezidiven ist (Biesenbach, 2014). Denn gemäss Tschopp und Brunner (2017) erhöht jede inkomplette Rehabilitation die Auftretenswahrscheinlichkeit von Rezidiven.

Um den dynamischen Abweichungen der unteren Extremität entgegenzuwirken,

muss die Muskulatur gezielt trainiert werden. Die Kräftigung der Hüftmuskulatur kann ein funktionelles Malalignment positiv beeinflussen und zur Normalisierung der Druckverhältnisse im patellofemorale Gleitlager beitragen (Madany, 2013).

Ist die harmonische Interaktion der Quadrizepsanteile aufgrund der neuromuskulären Koordination beeinträchtigt, kommt es zu einer dynamischen Abweichung der Patellaführung (Madany, 2013). Deshalb soll je nach Befund das Therapieziel eine isolierte Ansteuerung des VMO sein, was beispielsweise durch eine lokale elektrische Muskelstimulation erreicht werden kann (Wagner, 2017). Um die Normalisierung der VMO-Rekrutierung zu unterstützen, sollen zudem Orthesen appliziert und Dehnungen instruiert werden (Madany, 2013). Durch Orthesen wie auch Tapeverbände können sowohl neuromuskuläre als auch biomechanische Faktoren positiv beeinflusst werden (Wagner, 2017).

Das klassische, unelastische Tape hat einen korrigierenden Zug auf die Patella, damit diese zentralisiert (Biesenbach, 2014). Auch sogenannte Rezentrisierungs-Orthesen sollen einen direkten biomechanischen Effekt erzielen, indem sie den sogenannten Patella-Tilt oder die Lateralisierung positiv beeinflussen können (Wagner, 2017). Das elastische Tape, welches eine kutane Stimulation der tiefer liegenden Weichteilstrukturen bewirkt, kann wiederum die Quadrizepsaktivität positiv beeinflussen (Wagner, 2017).

*Abbildung 10: Kinesio-Tape zur Zentrierung der Patella (Seifert, 2016, S.197)*



## **3 Methodik**

Damit die Thematik aus möglichst vielen Blickwinkeln erforscht werden kann, haben die Autorinnen der vorliegenden Arbeit beachtet, dass die Informationen von verschiedenen Autorinnen und Autoren aus unterschiedlichen Berufsfeldern stammen.

### **3.1 Bearbeitung der Fragestellung**

Als Grundlage zur Bearbeitung der Fragestellung dient der in Kapitel 2 beschriebene theoretische Hintergrund. Die verwendete Literatur wurde in der Hochschulbibliothek der Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW) in Winterthur und in der Zentralbibliothek Zürich ausgeliehen. Ergänzende Literatur wurde in Buchform bei diversen Anbietern gekauft. Zudem wurde die Suche online im NEBIS-Katalog, auf den Datenbanken AMED, CINAHL, PubMed, PEDro und MEDLINE sowie in Google-Scholar durchgeführt, um die Recherche zur Bearbeitung der Fragestellung zu ergänzen.

### **3.2 Literaturrecherche**

Die Literaturrecherche wurde im Zeitraum vom 01.08.18 bis 01.11.18 durchgeführt. Nach einer breit angelegten Suche in den Datenbanken wurden die passenden Studien anhand der Ein- und Ausschlusskriterien selektioniert.

#### **3.2.1 Suchergebnisse der Datenbanken**

Mit den gewählten Keywords, die mit den Bool'schen Operatoren AND oder OR kombiniert wurden, haben die Autorinnen aus den erwähnten Datenbanken insgesamt 37 Dokumente ausgewählt, welche danach gemäss Ein- und Ausschlusskriterien weiter selektioniert wurden. In den folgenden Tabellen ist der Rechercheprozess übersichtlich dargestellt. Zu Beginn wurde bewusst eine breite Suche durchgeführt, da man alle relevanten Studien finden wollte. Im Verlauf der Literaturrecherche wurde die Suche dann immer weiter eingegrenzt, bis schlussendlich 37 Studien in die engere Auswahl kamen.

Tabelle 2: Suchergebnisse der Datenbanken

Keywords	Datenbank	Treffer	Ausgewählt
Intervention: forefoot, forefoot strike, toe running, rearfoot, heel strike, foot strike, foot strike pattern, running, running pattern, running style, gait retraining	AMED	52	6
Phänomen: patellofemoral pain, patellofemoral pain syndrom, anterior knee pain, patellofemoral loading, knee pain, runner's knee, jumper's knee	CINAHL	55	5
Population: adults, runner, athlete, sportsman, sportswoman, shod, shod runner, shoe	PubMed	47	8
Outcome: result, impact, influence, findings, pain, injury/-ies, running injury/-ies, sport injury/-ies, overwork, overload	PEDro	32	2
Setting: run, training, workout, practice, exercises	MEDLINE	61	16
<b>Total</b>		<b>247</b>	<b>37</b>

### 3.2.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Um eine gute Qualität der Bachelorarbeit sicherzustellen, wurden die Studien nach den in Tabelle 3 definierten Ein- bzw. Ausschlusskriterien ausgewählt.

Tabelle 3: Verwendete Ein- und Ausschlusskriterien zur Studiensuche

Einschlusskriterien	Ausschlusskriterien
Studien betreffen das Patellofemorale Schmerzsyndrom oder die in Kapitel 2.7.1 beschriebenen, als Synonym verwendeten Fachbegriffe und Ausdrücke	Studien, die älter als zehn Jahre sind
Studien, die in Industrieländern durchgeführt worden sind	Studien mit Teilnehmerinnen und Teilnehmern, die jünger als 13 und älter als 65 sind
Mindestens einer der beiden Laufstile soll in Bezug auf das PFSS untersucht werden	Studien, in denen das Barfußlaufen untersucht wird
Studien in englischer und deutscher Sprache	Studien, die sich mit dem Mittelfußlaufen befassen

### 3.2.3 Selektionsprozess der Studien

Die Details zum Selektionsprozess der Studien können der folgenden Tabelle entnommen werden:

*Tabelle 4: Selektionsprozess der Studien*

Ausschlusskriterium	Ausgeschlossene Studien	Verbleibende Studien
gesamthaft <b>37</b> Dokumente		
Vor 2008 erstellt	1	36
Reviews	6	30
Doppelnennungen	7	23
untersucht das Laufen allgemein, Laufstil unbekannt	9	14
untersucht einen anderen Laufstil / eine andere Lauftechnik	2	12
untersucht das Barfußlaufen	3	9
Population entspricht nicht den Einschlusskriterien	1	8
Andere Krankheitsbilder	4	4
Ausgewählte Studien		<b>4</b>

### 3.2.4 Hauptstudien

Der Selektionsprozess ergab folgende vier relevante Studien:

Tabelle 5: Hauptstudien

Autoren	Titel	Jahr	Erscheinungsland
Roper, J. L., Harding, E. M., Doerfler, D., Dexter, J. G., Kravitz, L., Dufek, J. S. & Mermier C. M.	The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial	2016	USA
Vannatta, C. N. & Kernozek, Th. W.	Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern	2015	USA
Kulmala, J-P., Avela J., Pasanen, K. & Parkkari J.	Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers	2013	Finnland
Noehren, B., Pohl, M. B., Sanchez, Z., Cunningham, T. & Lattermann, C.	Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain	2012	USA

### 3.3 Beurteilung der Studien

Die vier verwendeten Hauptstudien wurden mit Hilfe des Arbeitsinstrumentes für ein Critical Appraisal (AICA) (Ris & Preusse-Bleuler, 2015) zusammengefasst und anhand dessen auf ihre Güte geprüft und beurteilt. AICA ist sowohl für qualitative, als auch für quantitative Studien geeignet.



## 4 Resultate

Die folgenden Kapitel beinhalten die Zusammenfassung und Würdigung der vier Hauptstudien. Die statistischen Grundlagen zur Würdigung der Resultate basieren auf folgenden Quellen: Burns und Grove (2005), De With (2015) Huber (2018), Krahl (2018), Krahl und Kalt (2018) sowie LoBiondo-Wood und Haber (2005). Um die Evidenzlage zu beurteilen, wurde zusätzlich die Tabelle zur «Hierarchie der Evidenzstufen» von Mangold (2011) verwendet, die in der Diskussion in Kapitel 5 auf Seite 53 erläutert wird. Die vollständigen AICA-Tabellen, welche im Anhang ersichtlich sind, beinhalten teilweise zusätzliche Informationen zur jeweiligen Studie. Im Rahmen dieses Kapitel werden die relevantesten Ergebnisse dargestellt und gewürdigt.

### 4.1 Zusammenfassung der Studie von Roper et al. (2016)

*The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial*

Tabelle 6: Zusammenfassung der Studie von Roper et al. (2016) (Michaela Hagen, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Ziel</b>	<p>Ziel dieser Studie ist, herauszufinden,</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• ob Läuferinnen und Läufer mit <i>patellofemorale</i> Schmerzen (PFS) von einer Gangumstellung von Rückfussläufen auf Vorfussläufen profitieren, da aufgrund der Gangumstellung die patellofemorale Gelenksbelastung und die patellofemorale Anpresskraft reduziert werden soll.</li><li>• ob Läuferinnen und Läufer beim Follow-up-Test vermehrte Schmerzen/Verletzungen des Fussgelenks angeben, was sich auf die gesteigerten Zugkräfte der Achillessehne zurückführen liesse.</li></ul> <p>Folgende Variablen werden gemessen:</p> <p><i>Primärer Outcome:</i> Schmerz anhand der Visual-Analog-Scale (VAS)</p> <p><i>Sekundärer Outcome:</i> Kniegelenksflexions-Winkel beim Initial Contact (IC), Kniegelenksabduktions-Winkel beim IC, Sprunggelenksflexions-Winkel beim IC, Sprunggelenks-Range-of-motion (ROM) während der Loading Response (LR), patellofemorale Gelenksbelastung, patellofemorale Anpresskraft und Achillessehnenzugkräfte (die drei genannten Variablen wurden am Ende der LR gemessen)</p>
<b>Design</b>	Randomisierte Studie mit einer Interventionsgruppe (IG) und einer Kontrollgruppe (KG)
<b>Population</b>	Rückfussläuferinnen und Rückfussläufer mit PFS
<b>Stichprobe</b>	<p>Für die Studie wurden per Gelegenheitsstichprobe 21 <i>Probandinnen und Probanden</i> rekrutiert.</p> <p>Folgende <i>Einschlusskriterien</i> wurden definiert: Personen mit typischen Knieschmerzen in der patellofemorale Umgebung/Knieschmerzen während oder nach dem Laufen von mind. 3/10 auf der VAS und max. 7/10 VAS/Knieschmerzen bei bestimmten Aktivitäten</p>

(Durchführung von Squats, Knieen, Aufstehen und Absitzen von einem Stuhl, längeres Sitzen).

Folgende *Ausschlusskriterien* wurden definiert: Personen mit ligamentärer Instabilität/Patellarsehnenentzündung/signifikantem Kniegelenkserguss/Knieoperationen auf der vom PFSS betroffenen Seite/traumatische Patella-Luxationen/schwangere Frauen/bei neurologischen Erkrankungen, die den Gang beeinflussen.

16 Teilnehmende erfüllten die *Ein- und Ausschlusskriterien* und wurden zur Studie zugelassen (=5 Drop-outs). Die 16 Personen wurden weiter per stratifizierte Randomisierung der IG oder KG zugeteilt. Die stratifizierte Vorgehensweise hatte zum Ziel, die Geschlechter so regelmässig wie möglich zu verteilen.

IG: 8 Personen (5 Frauen, 3 Männer)

KG: 8 Personen (6 Frauen, 2 Männer)

#### **Datenerhebung**

*Pre-Testing* (vor Trainingsstart), *Post-Testing* (2 Wochen nach Pre-Testing), *One-Month-Follow-up-Testing* (1 Monat nach Pre-Testing)

Vor den Datenerhebungen wurden die Teilnehmenden jeweils für die dreidimensionale Bewegungsanalyse anhand des *Lower-body plug-in gait model* (Vicon, Oxford, UK) vorbereitet. Dazu wurden 16 reflektive Marker anhand der Vorgaben dieses Modells platziert. Während der Messungen nahmen Kameras (Vicon, Oxford, UK) die Bewegungen auf und zusätzlich wurden Kraftmessplatten (KMP) (AMTI, Watertown, USA) verwendet.

Alle Probandinnen und Probanden erhielten vor der ersten Datenerhebung neue Laufschuhe desselben Modells. Orthopädische Geräte wie zum Beispiel Schuheinlagen waren nicht erlaubt. Die Läuferinnen und Läufer konnten das Lauftempo selbst bestimmen. Dieser Parameter blieb für die Trainingsphase und Datenerhebung zu den unterschiedlichen Zeitpunkten immer gleich. Festgelegt und kontrolliert wurde dies mit Hilfe eines Metronoms.

Die Datenerhebungen liefen immer wie folgt ab: Die Teilnehmenden konnten sich zehn Minuten auf dem Laufband aufwärmen und danach mussten sie 30 Minuten mit gleichbleibender Geschwindigkeit auf dem Laufband laufen. Nach der Applikation der 16 Marker liefen die Teilnehmenden über eine Laufstrecke von 15 Metern, die mit 3 KMP ausgestattet war, wobei sie mindestens eine davon mit dem betroffenen Bein treffen mussten. Die Geschwindigkeit wurde mit dem Metronom kontrolliert. Daten von zehn erfolgreichen Überquerungen der KMP wurden gesammelt, wobei ein Maximum von 15 Durchläufen festgelegt wurde, um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden.

#### **Intervention**

*Training IG:* Während zwei Wochen wurden insgesamt acht Trainings auf dem Laufband mit dem Ziel der Gangumstellung auf das Vorfusslaufen durchgeführt. Die Teilnehmenden der IG erhielten in Bezug auf den modifizierten Laufstil Feedback über einen Spiegel und über anwesende Trainer. Am Ende jeder Trainingseinheit wurde der Schmerz, die Anstrengung und die Bewertung der «Natürlichkeit des Laufstils» anhand der VAS erfasst.

*Training KG:* Die KG führte das Training analog zur IG durch mit folgender Abweichung: Ergänzend zum Spiegel erhielten auch diese Probandinnen und Probanden Feedback von den anwesenden Trainern, allerdings in Form von «mach weiter so!» um eine Modifizierung des Laufstils zu verhindern.

*Post-Training IG/ KG:* Nach zwei Wochen Training wurden die Teilnehmenden angehalten, das Training für weitere zwei Wochen fortzusetzen, wobei die Läuferinnen und Läufer aus der IG den modifizierten Laufstil des Vorfusslaufens beibehalten sollten.

**Datenverarbeitung** Für die Verarbeitung der Daten wurde wiederum das *Lower-body plug-in gait model* verwendet. Für die Berechnung der kinetischen und kinematischen Daten stützen sich die Autorinnen und Autoren der Studie auf Formeln, die bereits in anderen Forschungsarbeiten verwendet wurden.

**Datenanalyse** Statistische Berechnungen wurden mit dem Computerprogramm *SPSS* (Chicago, USA) durchgeführt. Für alle unter «sekundärer Outcome» aufgezählten Variablen wurde eine mixed-ANOVA verwendet (group x time). Für das «primären Outcome» wurde vermutlich ebenfalls eine mixed-ANOVA verwendet, doch ein eher unklarer Hinweis darauf lässt sich erst den Resultaten statt der Methodik entnehmen.  
Der Tukey-Test wurde als *post hoc*-Test verwendet, um Unterschiede zwischen Pre-, Post- und Follow-up-Testing zu ermitteln.  
A priori wurde ein  $\alpha$ -Wert von  $<0.05$  festgelegt.

Nachfolgend werden die wichtigsten Resultate der Studie aufgelistet.

### **Resultate des primären Outcomes**

- Schmerz: signifikante Abnahme in der IG (Pre-Testing VAS 5.3 > Post-Testing 1.0 > Follow-up-Testing 1.0)

### **Resultate des sekundären Outcomes**

- Kniegelenksflexions-Winkel beim IC: signifikante Vergrößerung der Kniegelenksflexion in der IG
- Kniegelenksabduktions-Winkel beim IC: signifikante Reduktion der Kniegelenksabduktion in der IG
- Sprunggelenkflexions-Winkel beim IC: signifikante Verkleinerung der Dorsalexension in der IG
- Sprunggelenks-ROM während der LR: signifikante Vergrößerung der Sprunggelenks-ROM in der IG
- Patellofemorale Gelenksbelastung: signifikante Reduktion in der IG
- Patellofemorale Anpresskraft: signifikante Reduktion in der IG
- Achillessehnenzugkräfte: keine signifikanten Veränderungen in der IG, aber die Tendenz zur Signifikanz (verstärkte Zugkräfte)

## Limitationen dieser Studie

- Es wurde nur ein Follow-up-Testing durchgeführt.
- Es nahmen mehr Frauen als Männer an der Studie teil. Dadurch könnten geschlechtsspezifische Faktoren wie das Verhältnis zwischen dem Quadrizeps und den Hamstrings oder der Q-Winkel die Ergebnisse beeinflusst haben.
- Da die Teilnehmenden die KMP treffen mussten, ergab sich dadurch gegebenenfalls ein unnatürliches Laufmuster.
- Beim Wechsel auf das Vorfuslaufen konnte weder die Schrittlänge noch die Schrittfrequenz angepasst werden, da die Teilnehmenden die Geschwindigkeit beibehalten mussten und dies mit einem Metronom kontrolliert wurde. Andere Forschungsarbeiten zeigten allerdings, dass das Vorfuslaufen im Vergleich zum Rückfuslaufen normalerweise mit einer erhöhten Schrittfrequenz und einer verminderten Schrittlänge einhergeht.
- Gemäss den Autorinnen und Autoren dieser Studie kommt zudem ein «Type 1 error rate» (= Fehler 1. Art, Alpha-Fehler) vor. Dieser tritt auf, «wenn die Nullhypothese verworfen wird, obwohl sie zutrifft (Burns & Grove, 2005, S.371).

## 4.2 Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz

*Tabelle 7: Würdigung der Studie von Roper et al (2016) und Beurteilung der Evidenz (Michaela Hagen, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)*

### Objektivität

Die **Objektivität** der Studie ist teilweise gegeben. Es wird nicht dargelegt, zu welchem Zeitpunkt, an welchem Ort und durch welche und wie viele Forschende die Daten erhoben oder die Trainingseinheiten durchgeführt wurden.

Während der acht Trainingseinheiten fanden soziale Interaktionen statt, da die IG Instruktionen zum neuen Laufstil und die KG Feedback zum gewohnten Laufstil erhielt. Positiv ist diesbezüglich, dass die Autorinnen und Autoren der Studie beschreiben, dass die Rückmeldungen vor allem während der ersten vier Trainingseinheiten kontinuierlich gegeben wurden und danach, für die letzten vier Einheiten, schrittweise reduziert wurden. Negativ ist, dass die Probandinnen und Probanden der KG mit Worten wie «Mach weiter so, gut so!» im Vergleich zur IG motivierendes Feedback erhielten. Dadurch und durch die Tatsache, dass eine 100%ige Gleichbehandlung der Untersuchungsgruppen nur bei Verblindung der Teilnehmenden und Therapierenden gewährleistet werden kann, kann die Gleichbehandlung der Gruppen nicht als komplett gegeben werden. In Bezug auf die Gleichbehandlung ist allerdings positiv, dass alle Teilnehmenden vor dem Pre-Testing neue Laufschuhe desselben Modells erhielten. Zudem wurde beiden Gruppen untersagt,

nebst den Trainingseinheiten noch alternative Trainings durchzuführen. Somit gab man allen Teilnehmenden die gleichen Rahmenbedingungen vor.

#### **Reliabilität**

Die **Reliabilität** der Studie ist mehrheitlich gut, da die Studie nachvollziehbar beschrieben wird.

Folgender Punkt war erfüllt:

- **Power Calculation:** Vor Studienbeginn wurde die Stichprobengrösse auf ihre **Power** kalkuliert.

Folgende Punkte waren nicht oder ungenügend erfüllt:

- Stichprobengrösse: Sie fällt mit 8 Teilnehmerinnen und Teilnehmern pro Gruppe eher klein aus.
- Rekrutierung: Es wird nicht beschrieben, wie und woher die Forschenden die Teilnehmenden rekrutiert haben.

Anhand der aufgeführten Datenerhebung, -verarbeitung, -analyse und der durchgeführten Intervention liesse sich die Studie replizieren. In der Methodik wird nachvollziehbar aufgezeigt, mit welchen Messinstrumenten die Daten erhoben und mit welchen mathematischen Formeln und statistischen Rechnungsprogrammen die Daten aufbereitet und ausgewertet wurden. Für das Verständnis und die Beurteilung der mathematischen Formeln ist allerdings ein fundiertes Basiswissen in Biomechanik und Physik Voraussetzung.

#### **Validität**

Die **Validität** der Studie ist nur teilweise gegeben, da es bei der externen Validität einige Limitationen gibt. Das Forschungsdesign insgesamt ist aber angemessen und passt zur Fragestellung und der gewählten Methode.

Die **interne Validität** wird durch den Gruppenvergleich erhöht. Die Gruppenzuteilung wird randomisiert durchgeführt, damit Einflussgrössen wie Alter, Geschlecht, Grösse und Gewicht kontrolliert werden können. Allerdings bleibt unklar, inwiefern den Autorinnen und Autoren der Studie weitere Einflüsse bewusst sind und inwieweit diese mitberücksichtigt werden. Denn beim PFSS handelt es sich, wie es die Forschenden auch in ihrer Einleitung beschreiben, um ein multifaktorielles Krankheitsbild mit unterschiedlichen Risikofaktoren. In der Gesundheitsforschung ist es aber üblicherweise nur in einem bestimmten Ausmass möglich, solche Faktoren bei Studien zu berücksichtigen.

Die **externe Validität** ist teilweise gegeben. Die Stichprobe fällt eher klein aus. Zudem wurden nur Freizeitläuferinnen und Freizeitläufer untersucht, weshalb sich die Ergebnisse nicht auf Laufende auf höherem Niveau übertragen lassen, denn diese bringen andere körperliche Voraussetzungen mit. Da mehr Frauen als Männer in den Gruppen waren, kann nicht ausgeschlossen werden, dass gewisse Variablen durch die geschlechtsspezifischen Unterschiede wie zum Beispiel dem Q-Winkel oder dem Verhältnis zwischen den Hamstrings und dem Quadrizeps beeinflusst wurden.

#### **Beurteilung der Messinstrumente**

Die **Objektivität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben. Die 16 Marker müssen bei jeder Datenerhebung neu angebracht werden und können trotz Vorgabe nicht jedes Mal identisch angebracht werden. Zudem besteht die Gefahr, dass die Marker aufgrund des Schwitzens verrutschen und dies zu Messungenauigkeit führt.

Die **Reliabilität der Messinstrumente** ist gut. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser Bachelorarbeit um etabliertes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, die Laufanalysen durchführten, verwendet

wurden. Daraus folgern sie, dass es sich um geeignete und zuverlässige Messinstrumente handeln muss.

Die **Validität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben. Die Messinstrumente messen zwar das, was man messen will, allerdings muss zur Beurteilung der Validität die oben genannte Limitation mitberücksichtigt werden.

**Beurteilung allgemein**

In Bezug auf die **Datenerhebung** ergeben sich gemäss den Autorinnen dieser Arbeit einige Mängel. Einer davon ist, dass lediglich eine Follow-up-Testung stattgefunden hat. Denn für eine erfolgreiche Gangumstellung braucht es gemäss den Bewegungs- und Spirdynamik-Experten Larsen & Altmann (2012) einige Monate, da Anpassungen mindestens drei bis sechs Monate Zeit in Anspruch nehmen. Die klinische Erfahrung zeigt sogar, dass eine erfolgreiche Änderung des Laufstils bis zu zwölf Monate dauern kann. Deshalb wäre es interessant gewesen, einige Outcome-Variablen wie zum Beispiel den Schmerz zu späteren Zeitpunkten nochmals zu erfassen. Weiter werden die gemessenen Variablen (Schmerz, Anstrengung und «Natürlichkeit des Laufstils») jeweils nach den acht Trainingseinheiten erfasst, aber nicht analysiert. Die drei Variablen gehören primär nicht zur Fragestellung der Studie. Allerdings wäre zum Beispiel die Bewertung der «Natürlichkeit des Laufstils» interessant gewesen, um herauszufinden, ob die zwei Feedbackmöglichkeiten genügten, um sich an den neuen Laufstil zu gewöhnen, oder ob gegebenenfalls noch weitere Feedbackmöglichkeiten nötig gewesen wären. Weiter wäre zum Beispiel auch eine Analyse der Schmerzangabe nach den Trainings interessant gewesen. Dadurch hätte man eventuell eine Aussage darüber gehabt, nach wie vielen Trainingseinheiten bereits eine Besserung der Schmerzsituation ersichtlich war.

Positiv ist, dass die Datenerhebung nicht wie die Trainingseinheit auf dem Laufband stattgefunden hat. Denn das Laufen auf normalen Untergrund ist natürlicher, da «sich der Boden bewegt». Allerdings hätten die teilnehmenden Personen zusätzlich befragt werden sollen, auf welchem Untergrund sie üblicherweise ihr Training durchführen (Laufband, Waldweg, Strasse, Kunststoffbahn (Tartanbahn)).

In Hinblick auf die **Datenanalyse** eignet sich die mixed-ANOVA und der Tukey-Test. Die Voraussetzungen für diese beiden Testverfahren sind – soweit beurteilbar – erfüllt. Ein Mangel ist, dass erst im Resultatenteil dargelegt wird, dass die Variable Schmerz ebenfalls mit der mixed-ANOVA berechnet wurde. Da zudem nicht erwähnt wurde, welches Skalenniveau die Variable Schmerz hat, muss man davon ausgehen, dass die Autorinnen und Autoren dieser Studie von einer Intervallskalierung ausgingen. Denn für die mixed-ANOVA müssen die abhängigen Variablen mindestens intervallskaliert sein. Gewisse Forschende sind aber der Meinung, dass Schmerz lediglich ordinalskaliert ist, weshalb diesbezüglich eine Diskrepanz entsteht.

In Bezug auf die **Ethik** gingen die Forschenden korrekt vor. Alle Personen unterzeichneten eine Einwilligung und das Studienprotokoll wurde durch eine Ethikkommission bewilligt. Zusätzlich wurde die Studie in einem nationalen *Clinical Trials Portal* registriert, was positiv ist, denn dadurch verpflichten sich Forschende, Studienergebnisse unabhängig von den gewonnenen Erkenntnissen zu publizieren.

**Allgemein:** Der Forschungsbedarf wird gut begründet und die Autorinnen und Autoren vergleichen die Ergebnisse ausführlich mit bereits vorhandener Literatur.

## Evidenzstufe

Die Studie von Roper et al. (2016) befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 2b, da es sich um eine randomisierte Studie handelt.

### 4.3 Zusammenfassung der Studie von Vannatta und Kernozek (2014)

Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern.

*Tabelle 8: Zusammenfassung der Studie von Vannatta und Kernozek (2014) (Michaela Hagen, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)*

<b>Ziel</b>	<p>Ziel dieser Studie ist, herauszufinden,</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• ob eine einfache Gangumstellung von Rückfussläufen auf Vorfussläufen die patellofemorale Gelenksbelastung verändert.</li><li>• ob sich weitere Variablen, die mit der patellofemorale Gelenksbelastung in Zusammenhang stehen, aufgrund der Gangumstellung verändern. Dazu gehören die Schrittlänge, der Höchstwert der vertikalen Bodenreaktionskraft (BRK), der Höchstwert der Quadrizepskraft, der Kniegelenksflexionswinkel beim IC und der Höchstwert der Kniegelenksflexion.</li></ul> <p>Um eine genaue Interpretation der Resultate zu ermöglichen, wurden zusätzlich noch folgende Variablen anhand einer <i>post hoc</i>-Analyse gemessen: durchschnittliche Hamstrings-, Gastrocnemius- und Soleuskraft und die Position der unteren Extremitäten (UEX) beim IC, genauer die horizontale Distanz zwischen dem Trochanter major und dem Calcaneus.</p>
<b>Design</b>	<p>Querschnittstudie: Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine hypothesenprüfende Untersuchung durchgeführt wird.</p>
<b>Population</b>	<p>Rückfussläuferinnen ohne PFS</p>
<b>Stichprobe</b>	<p>Für diese Studie wurden über eine Gelegenheitsstichprobe 17 gesunde Frauen zwischen 18 und 35 Jahren rekrutiert.</p> <p>Folgende <i>Einschlusskriterien</i> wurden definiert: Wöchentliche Laufstrecke von mind. zehn Meilen, ca. 16 Kilometer (Eigenangabe)/rückfussläufend (Eigenangabe)/ein Score von mindestens fünf oder höher auf der <i>Tegner activity scale</i> (Beschreibung Tegner activity scale im Anhang auf Seite 104) /keine unspezifischen Symptome des Knies, die PFS ähnlich sind und einen negativen Einfluss auf das Lauftraining in den letzten zwölf Monaten hatten.</p> <p>Folgende <i>Ausschlusskriterien</i> wurden definiert: Personen mit kardiovaskulären Erkrankungen/Operationen an einer der UEX in den letzten zwölf Monaten/Verletzungen, Traumata an einem Knie in den letzten sechs Monaten/schwangere Frauen.</p> <p>Alle 17 Teilnehmerinnen erfüllten die <i>Ein- und Ausschlusskriterien</i> und wurden zur Studie zugelassen. Nach der <i>post hoc</i>-Analyse musste ein Drop-out verzeichnet werden.</p>

<b>Intervention</b>	<p>Die 16 Probandinnen mussten im Bewegungslabor Testläufe über eine Rennstrecke von 20 Metern, ausgestattet mit einer KMP, absolvieren. Für die Testläufe wurde die Laufbedingung Rückfuss- oder Vorfusslaufen festgelegt und pro Bedingung mussten zehn erfolgreiche Testläufe pro Probandin durchgeführt werden. Die Reihenfolge der Laufbedingung wurde per Randomisierung festgelegt. Für die Umstellung auf die Laufbedingung Vorfusslaufen erhielten die Läuferinnen einfache Instruktionen wie «berühre den Boden mit den Fussballen».</p> <p>Alle Teilnehmerinnen erhielten neue Schuhe desselben Modells. Der Geschwindigkeitsbereich wurde vorab festgelegt und während der Testläufe kontrolliert. Zudem wurde vorab das Mittelfusslaufen mit dem Vorfusslaufen zusammengefasst.</p> <p>Das korrekte Durchführen der Laufbedingung wurde zum einen mittels Beobachtung, zum anderen mittels Drucksensoren unter den Sohlen überprüft. Wenn eine Probandin die KMP verfehlte oder den Laufstil nicht richtig umsetzte, wiederholte man den jeweiligen Testlauf. Am Schluss wurde die korrekte Durchführung der Laufbedingung noch zusätzlich über die erfassten Daten der KMP geprüft</p>
<b>Datenerhebung</b>	<p>Vor den Testläufen wurden die Teilnehmerinnen für die dreidimensionale Bewegungsanalyse nach dem <i>Human body model</i> (Motek Medical, Amsterdam, Netherlands) vorbereitet. Dazu wurden reflektive Marker anhand der Vorgaben dieses Modells platziert und während der gesamten Testphase so belassen. Während der Testläufe nahmen 13 Kameras (Motion Analysis Corporation, California, USA) die Bewegungen auf und zusätzlich wurde eine in die Rennstrecke integrierte KMP (Bertec Corporation, Ohio, USA) verwendet.</p>
<b>Datenverarbeitung</b>	<p>Für die Verarbeitung der Daten wurde das <i>Human body model</i> (Motek Medical, Amsterdam, Netherlands) verwendet. Dieses stand hauptsächlich für die Berechnungen der kinematischen Daten im Einsatz. Für die Berechnung der vorwiegend kinetischen Daten stützten sich die Autoren der Studie auf Formeln, die bereits in anderen Forschungsarbeiten verwendet wurden.</p>
<b>Datenanalyse</b>	<p>Statistische Berechnungen wurden mit dem Computerprogramm <i>SPSS</i> Version 21 der IBM (New York, USA) durchgeführt. Um die Unterschiede zu ermitteln, wurde MANOVA mit wiederholten Messungen (<math>\alpha=0.05</math>) verwendet. Univariate Follow-up-Tests wurden durchgeführt, um Unterschiede zwischen den Laufstilen und jeder diesbezüglich gemessenen Variable festzustellen.</p>



Die nachfolgend aufgelisteten Resultate beziehen sich jeweils auf die Laufbedingung Vorfusslaufen.

### **Resultate des primären Outcomes**

- Patellofemorale Gelenksbelastung: Reduktion von 27%

### **Resultate des sekundären Outcomes**

- Höchstwert der vertikalen BRK: Steigerung von 6.6%
- Höchstwert der Quadrizeps-Kraft: Reduktion von 27%
- Kniegelenksflexions-Winkel beim IC: Steigerung (keine %-Angabe)
- Ausmass der Kniegelenksflexion: Reduktion (keine %-Angabe)
- Keine Veränderungen bei Schrittlänge und Höchstwert der Kniegelenksflexion

### **Resultate der *post-hoc* Analyse**

- Durchschnittliche Hamstringskraft: Reduktion von 27%
- Durchschnittliche Gastrocnemiuskraft: Steigerung von 12%
- Durchschnittliche Soleuskraft: Steigerung von 29%
- Position der UEx beim IC: Reduktion von 19%

### **Limitationen dieser Studie**

- Das verwendete Model (PF joint model) konnte nicht auf die individuelle «Geometrie» der Gelenke der Probandinnen eingehen.
- Das Model repräsentiert nur eine zweidimensionale Perspektive des PFG.
- Die Resultate lassen sich nicht auf die einwirkenden Gelenkskräfte bei habituellen Vorfusslaufenden übertragen, da alle getesteten Personen habituelle Rückfusslaufende waren.
- Das Mittelfuss- wurde zu Vorfusslaufen gezählt.

## 4.4 Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz

Tabelle 9: Würdigung der Studie von Vannatta und Kernozek (2015) und Beurteilung der Evidenz (Michaela Hagen, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Objektivität</b>	Die <b>Objektivität</b> der Studie ist nur teilweise gegeben, da keine Angaben zur durchführenden Person oder den durchführenden Personen und dem Zeitraum, in dem die Messungen stattfanden, gemacht werden. Zudem lässt die Studie bei der Instruktion des Vorfusslaufens gewisse soziale Interaktionen zu. Es lässt sich nicht nachvollziehen, ob jede Probandin exakt gleich viel Instruktion auf dieselbe Art und Weise erhielt. Ansonsten wurden die Gruppen mehrheitlich gleichbehandelt, indem beispielsweise alle Teilnehmerinnen vor den Testläufen neue Laufschuhe desselben Modells erhielten.
<b>Reliabilität</b>	Die <b>Reliabilität</b> der Studie ist gut, weil die primären und sekundären (und tertiären) Outcomes, die Messinstrumente und die Datenerhebung, -verarbeitung und -analyse genau beschrieben werden. Die Studie liesse sich mit einer ähnlichen Population erneut durchführen. Folgende Punkte waren nicht oder ungenügend erfüllt: <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Power Calculation:</b> Es wird nicht erwähnt, ob die Stichprobengrösse vor Studienbeginn auf ihre <i>Power</i> kalkuliert wurde.</li><li>• <b>Stichprobengrösse:</b> Sie fällt mit 17 Teilnehmerinnen eher klein aus.</li><li>• <b>Rekrutierung:</b> In der Studie wird nicht beschrieben, wie und woher die Forschenden die Probandinnen rekrutiert haben.</li></ul>
<b>Validität</b>	Die <b>Validität</b> der Studie ist nur teilweise gegeben, da es bei der internen und externen Validität einige Limitationen gibt. Das Forschungsdesign ist angemessen und passt zur Fragestellung.  Die <b>interne Validität</b> ist teilweise gegeben. Ein Confounder ist, dass die Länge der Oberschenkel und Unterschenkel nicht gemessen wurde. Dies ist wichtig, da die auf das Kniegelenk wirkende Belastung von der Länge der Last- und Kraftarme abhängt (Dölken, 2015). Deshalb sollte dies erfasst und bei der Analyse mitberücksichtigt werden.  Die <b>externe Validität</b> ist teilweise gegeben. Die Ergebnisse können nur mit Vorsicht verallgemeinert werden, da die Stichprobe eher klein ausfällt und nur gesunde Läuferinnen untersucht wurden. Da Freizeitläuferinnen untersucht wurden, lassen sich die Ergebnisse nicht auf Läuferinnen auf höherem Niveau übertragen. Da zudem nur Frauen untersucht wurden, können die Ergebnisse aufgrund von geschlechtsspezifischen Einflussfaktoren nicht direkt auf Männer übertragen werden. Bei Frauen zeigt sich unter anderem, bedingt durch ein breiteres Becken, ein tendenziell grösserer Q-Winkel auf Kniegelenksebene (Gokeler, Zantop & Jöllenbeck, 2010). Zudem ist das Verhältnis zwischen M. Quadrizeps und den Hamstrings bei Männern anders als bei den Frauen (Roper et al., 2016).
<b>Beurteilung der Messinstrumente</b>	<b>Objektivität</b> und <b>Reliabilität</b> der Messinstrumente ist teilweise gegeben. Die Durchführungsobjektivität ist eingeschränkt, da die aufgeklebten Marker je nach Untersucher und Testperson trotz Vorgabe unterschiedlich angebracht werden können. Die Messinstrumente messen zwar präzise, bei starkem Schwitzen besteht jedoch die Gefahr, dass die Marker verrutschen können. Aufgrund dieser Limitationen der Objektivität und Reliabilität kann auch die <b>Validität</b> nur als bedingt erfüllt betrachtet werden.

### Beurteilung allgemein

In Bezug auf die **Intervention** gibt es einige Limitationen aus Sicht der Autorinnen der vorliegenden Arbeit. Da die Geschwindigkeit vorgegeben wurde, stellt sich die Frage, inwieweit die «Natürlichkeit des Laufens» für die verschiedenen Probandinnen gegeben war. Zudem muss überlegt werden, ob so wenig Instruktion/Feedback genügt, um einen neuen Laufstil umsetzen zu können und ob so wenig Zeit/Anzahl Wiederholungen (zehn Testläufe à 20 Meter) genügt, um diesen auch einigermaßen «natürlich» ausführen zu können. Zudem wurde keine maximale Wiederholungszahl bei Nichttreffen der KMP definiert, woraus sich schliessen lässt, dass gegebenenfalls aufgetretene Ermüdungsfaktoren ab einer gewissen Anzahl Wiederholungen einen Einfluss auf die Ausführung der Laufbedingungen gehabt haben könnten.

In Hinblick auf die **Datenanalyse** eignet sich die MANOVA und die Voraussetzungen diesbezüglich werden – soweit beurteilbar – erfüllt. MANOVA wurde verwendet, da es sich um eine mehrfaktorielle, multivariate Varianzanalyse handelt, zu der ein Quotient für den Faktor «Zeit» (time effect = Messwiederholung «before» und «after»), ein Quotient für den Faktor Bedingung (Laufbedingung «Vor- oder Rückfusslaufen») und ein Quotient für die Interaktion «Zeit x Bedingung» gerechnet wurde. Diese Art der Varianzanalyse eignet sich deshalb, da die unabhängigen Variablen nominalskaliert und die abhängigen Variablen mindestens intervallskaliert sind. Ein Mangel ist, dass nicht erwähnt wird, welcher *post hoc*-Test durchgeführt wurde. Somit kann dessen Angemessenheit und folglich die Replizierbarkeit nicht beurteilt werden.

In Bezug auf die **Ethik** gingen die Forschenden korrekt vor. Alle Probandinnen unterzeichneten eine Einwilligung und das Studienprotokoll wurde durch eine Ethikkommission bewilligt. Zusätzlich hätte die Studie vorab noch registriert werden können.

**Allgemein:** Die Autoren der Studie begründen den Forschungsbedarf gut. Sie vergleichen die theoretischen Aspekte und ihre Ergebnisse mit bereits vorhandener Literatur.

### Evidenzstufe

Die Studie von Vannatta und Kernozek (2014) befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 4, da es sich um eine Querschnittstudie handelt.

## 4.5 Zusammenfassung der Studie von Kulmala et al. (2013)

### *Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers*

Tabelle 10: Zusammenfassung der Studie von Kulmala et al. (2013) (Marion Tsolekas, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Ziel</b>	<p>Ziel dieser Studie ist es, herauszufinden,</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• ob Vorfusslaufende andere Belastungswerte der UEx, speziell der Knie, aufzeigen als Rückfusslaufende.</li><li>• ob es zwischen den Vorfusslaufenden hinsichtlich des inneren Knieabduktionsdrehmoments einen Unterschied zu den Rückfusslaufenden gibt.</li></ul>
<b>Design</b>	<p>Fall-Kontrollstudie: Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine hypothesenprüfende Untersuchung durchgeführt wird.</p>
<b>Population</b>	<p>Vorfusslaufende und Rückfusslaufende ohne PFS</p>
<b>Stichprobe</b>	<p>Es wurden insgesamt <i>286 Teamsportathletinnen und -athleten</i> für die Teilnahme an dieser Studie rekrutiert. Aufgrund der geschlechterspezifischen Unterschiede im Laufmechanismus wurden alle Männer von der Studie ausgeschlossen. Weiter wurden anhand der Antworten eines Fragebogens alle Frauen, die vorherige oder bereits bestehende muskuloskeletale Probleme, Verletzungen und Operationen hatten, von der Studie ausgeschlossen.</p> <p>Es nahmen <i>total 38 Frauen</i> an der Studie Teil, 19 davon in der Vorfusslaufgruppe und 19 in der Rückfusslaufgruppe.</p>
<b>Studiengruppen</b>	<p>Für die <i>Vorfusslaufgruppe</i> wurden schliesslich 19 Frauen, die beim Laufen einen Fussaufsatzwinkel unter acht Grad Dorsalflexion aufwiesen, für die Untersuchung zugelassen.</p> <p>In die <i>Rückfusslaufgruppe</i> wurden 19 Frauen rekrutiert, die einen Fussaufsatzwinkel über acht Grad Dorsalflexion aufwiesen und sich hinsichtlich Alter, Körpergrösse und Gewicht nicht signifikant von den Werten der Vorfusslaufgruppe unterscheiden.</p>
<b>Datenerhebung</b>	<p>Marker-Trajektorien und die Bodenreaktionskraft wurden mit einem <i>Fourth-order Butterworth</i>, das ist ein kontinuierlicher Frequenzfilter, mit Grenzfrequenzen von 12Hz und 50Hz Tiefpass gefiltert. Fünf vollständige Bodenkontakte des linken Beines wurden für die Analyse ausgewählt. Die Daten der Bodenreaktionskräfte wurden in die Signalsoftware exportiert. Kinematische und kinetische Analysen sowie die Berechnung der Position des Schwerpunkts wurde mit dem <i>Plug-in Laufmodell</i> (Vicon, Oxford, UK) durchgeführt.</p> <p>Datenerhebung zwischen Bodenaufsatz und -abstoss:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Gleichschritt / Rhythmus</li><li>• Schrittlänge</li><li>• Schrittbreite</li><li>• Abstand zwischen Körperschwerpunkt und Fersenaufsatz von anterior nach posterior</li></ul>

Datenerhebung in der Standphase:

- Gelenkwinkel
- Innere Gelenkdrehmomente

Datenverrechnung:

- Patellofemorale Anpresskraft: Berechnet anhand des Knieflexionswinkels und des Knieextensionsdrehmoments gemäss dem Biomechanischen Modell von Ho, Blanchette und Powers (2012).
- Patellofemorale Gelenksbelastung: Patellofemorale Anpresskraft dividiert durch die patellofemorale Kontaktfläche. Diese wurde gemäss dem biomechanischen Modell von Ho et al. (2012) bestimmt.
- Achillessehnenzugkraft: Plantarflexions-Drehmoment dividiert durch den Achillessehnenhebelarm, Berechnung gemäss Self and Paine (2001).

#### **Untersuchung**

Gemäss dem *Plug-in-Ganzkörpermodell* (Vicon, Oxford, UK) wurden Grösse, Gewicht, Beinlänge, Knie- und Fussgelenkdurchmesser evaluiert und 34 retroflektierende Marker bilateral angebracht. Die Probandinnen mussten mit Schuhen bei 4.0m/s eine Strecke von 15m zurücklegen. Die Geschwindigkeit wurde mit Photozellen gemessen. Das Acht-Kamera-System T40 (Vicon, Oxford, UK) und die Kraftmessplatte (AMTI BP6001200, Watertown, USA) massen dabei die Markerposition sowie die Bodenreaktionskräfte bei 300 Hz und 1500 Hz.

#### **Datenanalyse**

Kinematische und kinetische Daten wurden zeitnormalisiert und der Durchschnitt der fünf Versuche ausgewählt, um die individuellen Mittelwertkurven der interessierenden Parameter zu erhalten.

Die laufbedingte Kniebelastung wurde anhand der Spitzenwerte von Knieextensionsdrehmoment, Knieabduktionsdrehmoment, patellofemorale Anpresskraft und patellofemorale Gelenksbelastung bestimmt.

Die Fussgelenksbelastung wurde anhand der Spitzenwerte von Plantarflexion und Achillessehnenzugkräfte bestimmt.

Diese Parameter wurden anhand kürzlich gemachter Studien ausgewählt um sicherzustellen, dass der allgemeine Vor- und Rückfusslaufmechanismus übereinstimmen. Univariate Unterschiede zwischen dem Vor- und Rückfusslaufen wurden anhand des zweiseitigen unabhängigen t-Test verglichen. Das Signifikanzniveau wurde bei einem Konfidenzintervall von 95% mit einem p-Wert von  $< 0,05$  festgelegt.

Die Studie von Kulmala et al. (2013) zeigt folgende signifikante Resultate:

### **Resultate bezüglich des Kniegelenks**

- Die Rückfussläuferinnen zeigen einen signifikant grösseren Flexionswinkel (p-Wert = 0,003) während der Standphase als die Vorfussläuferinnen.
- Zudem zeigen die Vorfussläuferinnen 16% weniger patellofemorale Anpressdruck und 15% weniger patellofemorale Gelenksbelastung.
- In der Frontalebene ist der Knieabduktionsdrehmoment beim Vorfusslaufen um 24% tiefer.

### **Resultate bezüglich des Fussgelenks**

- Die Vorfussläuferinnen zeigen weniger Dorsalflexion während des ersten Bodenkontakts (p-Wert = 0,001), 19% höhere Plantarflexions-Drehmomente und 19% höhere Achillessehnenzugkräfte während der Standphase als die Rückfussläuferinnen.
- Die vertikalen Bodenreaktionskräfte sind in der Vorfusslaufgruppe im Vergleich zur Rückfusslaufgruppe um 26% tiefer mit 47% weniger Belastung.
- Die raumzeitlichen Vergleiche zeigen signifikant kürzere Bodenkontakte der Vorfusslaufgruppe (p-Wert = 0,001).
- Zudem zeigen Vorfussläuferinnen beim ersten Bodenkontakt kürzere Abstände zwischen dem Körperschwerpunkt und der Ferse (p-Wert = 0,001).

### **Resultate bezüglich des Hüftgelenks**

- Die Gruppe der Vorfussläuferinnen zeigt beim Laufen während der Standphase einen signifikant tieferen Spitzenwert der Hüftadduktion (p-Wert = 0,01) auf als die Gruppe der Rückfussläuferinnen.

### **Limitationen dieser Studie**

Da die Studienteilnehmerinnen im Durchschnitt 19 Jahre alt sind, ist die Generalisierbarkeit der Resultate in Bezug auf Frauen eines anderen Alters sowie auf Männer eingeschränkt. Zudem ergab die Studie, dass die Spitzenbelastung auf das Knie beim Vorfusslaufen tiefer ist. Die Forschenden weisen allerdings darauf hin, dass

offenbleibt, ob eine Kumulation der Schrittzahl beim Vorfusslaufen oder die höhere Spitzenbelastung während der Standbeinphase beim Rückfusslaufen die Überbelastungsverletzungen des Knies mehr beeinflussen.

Zudem könnten folgende Resultate unterbewertet worden sein:

- die patellofemorale Anpresskraft
- die patellofemorale Belastung
- die Achillessehnenzugkräfte

Dafür gibt es folgende zwei Gründe:

1. weil diese Variablen anhand des individuellen Durchschnitts der zeitnormalisierten Daten der jeweiligen Läuferin während fünf Standphasen ermittelt wurde. Bei der Zeitnormalisierung werden die Datensätze aller Schritte auf 100 Prozent des Gangzyklus gedehnt oder komprimiert, um die einzelnen Schritte trotz ihrer unterschiedlichen Zeitdauer in direkte Relation setzen zu können. Dabei werden die funktionellen Phasen des Ganges nicht berücksichtigt (Vogt L., 2004).
2. weil die biomechanischen Modelle das Netto-Gelenkmoment des Knie- und Fussgelenks als Input-Parameter verwenden. Diese berücksichtigen die Antagonistenkräfte der Gelenke nicht. Höhere Muskelkräfte des Knieflexors M. gastrocnemius können beim Vorfusslaufen zu einer Unterbewertung der Quadrizepskräfte und folglich der patellofemorale Anpresskraft und patellofemorale Belastung führen. Trotzdem erwarten Kulmala et al. (2013) beim Rechnen mit dem Nettogelenkmoment nicht, dass dies die Resultate der beiden Untersuchungsgruppen verfälscht.

Es wurden viele Variablen erhoben und zwischen den Werten der Testgruppe beim Vorfusslaufen und Rückfusslaufen verglichen. Dies erhöht das Risiko eines family-wise Typ 1 Fehlers. Dabei handelt es sich um die Wahrscheinlichkeit, in einer Serie (Family) von Hypothesen zu mindestens einer falschen Schlussfolgerung zu kommen und folglich mindestens einen Typ 1 Fehler zu begehen.

## 4.6 Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz

Tabelle 11: Würdigung der Studie von Kulmala et al. (2013) und Beurteilung der Evidenz (Marion Tsolekas, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Objektivität</b>	<p>Die <b>Objektivität</b> der Studie ist teilweise gegeben. Bezüglich der Standardisierung und der Situationsabhängigkeit ist unklar, wie viele und welche Forscher dieser Studie die Datenerhebung, Datenanalyse und Datenauswertung durchgeführt haben. Nur bei der Ermittlung von allfälligen Störvariablen wurde erwähnt, wie viele Forscherinnen und Forscher die Tests durchgeführt haben. Zudem sind der Durchführungsort sowie der Durchführungszeitraum dieser Studie unklar. Da auch bezüglich der Studienwiederholung nichts erwähnt wurde, muss davon ausgegangen werden, dass es sich um eine einmalige Untersuchung handelt, was die Objektivität weiter einschränkt.</p> <p>Die Quelle der Finanzierung ist hingegen dargestellt. Zudem wird hervorgehoben, dass die Finanzierenden nicht in die Studie involviert waren.</p>
<b>Reliabilität</b>	<p>Die <b>Reliabilität</b> ist teilweise erfüllt.</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Power Calculation:</b> Es wird nicht erwähnt, ob die Stichprobengrösse vor Studienbeginn auf ihre <i>Power</i> kalkuliert wurde.</li><li>• <b>Stichprobengrösse:</b> Sie fällt mit 19 Teilnehmerinnen pro Untersuchungsgruppe klein aus.</li><li>• <b>Rekrutierung:</b> Es wird nicht beschrieben, wie und woher die Forschenden diese Studienteilnehmerinnen rekrutiert haben.</li></ul> <p>Die Forschenden haben zwar drei mögliche Störvariablen anhand zuverlässiger Assessments als signifikante Einflussfaktoren zwischen den Gruppen ausgeschlossen, was jedoch nicht bedeutet, dass keine weiteren Störvariablen vorhanden sind. So konnten die Teilnehmerinnen den Fragebogen zum Ausschlusskriterium bezüglich früherer muskuloskelettaler Beschwerden, Verletzungen und Operationen selbständig ausfüllen, wobei auch falsche Angaben gemacht werden könnten.</p> <p>Des Weiteren wurde die Untersuchung in dieser Studie nur einmal durchgeführt und folglich ihre Replizierbarkeit nicht bestätigt.</p>
<b>Validität</b>	<p>Das Kernproblem der Fall-Kontrollstudien ist die Auswahl der Kontrollgruppe und folglich die Sicherstellung, dass Fall- sowie die Kontrollgruppe hinsichtlich der relevantesten Störgrössen homogen sind. Andernfalls können unbekannte Störvariablen das Outcome verfälschen.</p> <p>Die <b>interne Validität</b> ist teilweise gegeben. Da die Testpersonen keine einheitlichen Schuhe tragen, kann dies als Störvariable nicht ausgeschlossen werden.</p> <p>Zudem liegt ein Selektionsbias vor, da die Aufteilung in die beiden Untersuchungsgruppen durch relevante Eigenschaften der Teilnehmerinnen beeinflusst ist und nicht zufällig erfolgt. Abschliessend kann der Hawthorne-effect nicht ausgeschlossen werden, da die Teilnehmerinnen wissen, dass ihr Laufstil untersucht wird und sich daher mehr darauf konzentrieren. Folglich könnte ihr Laufstil während der Untersuchung von ihrem natürlichen Laufstil abweichen.</p> <p>Die <b>externe Validität</b> ist teilweise gegeben. Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich aufgrund der durchgeführten Stichprobe nicht generalisieren. Die Teilnehmer haben sich</p>



freiwillig gemeldet, wobei alle Männer von der Studie ausgeschlossen wurden. Es ist davon auszugehen, dass die willkürliche Auswahl der Stichprobe von 19 jungen Studienteilnehmerinnen die Risikogruppe nicht repräsentiert. Zudem führt die vorgegebene Laufgeschwindigkeit dazu, dass die «Natürlichkeit des Laufstils» eingeschränkt wird.

**Beurteilung der verwendeten Messinstrumente**

Die **Objektivität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben. Die Durchführungsobjektivität ist eingeschränkt, da die Untersuchung nicht wiederholt wird und folglich die Replizierbarkeit der Messresultate nicht bestätigt werden kann. Die Messinstrumente wurden jedoch abgesehen vom Laufband detailliert aufgeführt, so dass die Untersuchungen grösstenteils identisch durchgeführt werden können.

Die Auswertung der erhobenen Daten wird in dieser Studie klar beschrieben, indem die mathematischen Formeln zur Berechnung der einzelnen Variablen wie der patellofemorale Belastung, der patellofemorale Anpresskraft und der Achillessehnenzugkraft erläutert werden. Um die mathematischen Formeln aber anwenden zu können, ist ein fundiertes Fachwissen im Bereich Biomechanik und Physik notwendig.

Da es sich bei den Resultaten dieser Studie um numerische Angaben handelt, ist die Interpretationsobjektivität hoch.

Bei den 34 Markern besteht bezüglich der **Reliabilität der verwendeten Messinstrumente** die Gefahr von Messfehlern, da diese nicht bei jeder Studienteilnehmerin identisch angebracht werden können oder möglicherweise auch verrutschen. Die verwendeten Messinstrumente werden zwar erwähnt, aber es wird nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser Bachelorarbeit um modernes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, die Laufanalysen durchführten, verwendet wurde. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt.

Bezüglich der **Validität** kann die Treffsicherheit **der Instrumente** nicht geklärt werden, unter anderem deshalb, weil die Untersuchung nur einmal durchgeführt wurde und folglich keine Vergleiche möglich sind. Die Autoren der Studie machen bezüglich der Validität ihrer Instrumente keine Angaben.

**Beurteilung allgemein**

**Allgemein:** Die Forschungsfrage wird nur teilweise beantwortet, weshalb die Forschenden noch weiterführende Studien für notwendig halten. Dabei soll herausgefunden werden, ob die unterschiedlichen Belastungswerte auf die Knie infolge des Vorfusslaufens und Rückfusslaufens mit spezifischen laufbedingten Verletzungen in Verbindung gebracht werden können.

Für die **Datenanalyse** wurde ein t-Test verwendet. Voraussetzung dafür ist, dass die abhängige Variable intervallskaliert und in der Grundgesamtheit der beiden Gruppen normalverteilt ist, ein essenzieller Faktor um die Herleitung der Ergebnisse nachvollziehen zu können. Es wird in der Studie nicht erwähnt, ob auf Normalverteilung überprüft wurde. Zudem wurde die Stichprobengrösse (*Sample size calculation*) nicht berechnet und die Stichprobe mit 19 Studienteilnehmerinnen pro Gruppe fiel klein aus. Dies erschwert in Konklusion die Aussage zur Relevanz der Resultate, im Hinblick auf die Generalisierbarkeit dieser Daten von den Probandinnen auf die Population.

## Evidenzstufe

Die Studie von Kulmala et al. (2013) befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (S. 91, 2011) auf dem Level 3a.

## 4.7 Zusammenfassung der Studie von Noehren et al. (2012)

### Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain

Tabelle 12: Zusammenfassung der Studie von Noehren et al. (2012) (Marion Tsolekas, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Ziel</b>	Das Ziel dieser Studie ist es herauszufinden, ob zwischen Läuferinnen mit und ohne patellofemorale Schmerzen signifikante Unterschiede der Hüft-, Rumpf- und Fusskinematik besteht.
<b>Design</b>	Querschnittstudie: Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine deskriptive Untersuchung durchgeführt wird.
<b>Population</b>	Läuferinnen mit PFS
<b>Stichprobe</b>	<p>Es wurde eine <i>unbekannte Anzahl Frauen zwischen 18-45 Jahren</i> anhand lokaler Rennen und geposteter Flyer für die Studie rekrutiert. Die Frauen mussten mindestens 16 Kilometer pro Woche laufen. Zudem durften sie weder rekonstruktive Operationen des Knies noch Verletzungen der UEx oder des unteren Rückens (in den letzten sechs Monaten) aufweisen.</p> <p>Es nahmen <i>total 32 Frauen</i> an der Studie teil, 16 davon mit patellofemorale Schmerzen und 16 in der Kontrollgruppe ohne patellofemorale Schmerzen.</p>
<b>Studiengruppen</b>	<p>Um in die <i>PFS-Gruppe</i> eingeschlossen zu werden, mussten die Frauen beim Laufen seit mindestens zwei Monaten ventrale Knieschmerzen aufweisen. Entsprachen sie diesem Kriterium, wurden sie in einem zweiten Schritt von einem Physiotherapeuten oder einem Sporttrainer bezüglich des Schmerzes während retropatellärer / peripatellärer Palpation oder während Patellakompression untersucht, der gemäss Einschlusskriterium mindestens 3/10 VAS betragen musste. Des Weiteren durften sie weder Bänder-, Sehnen- und Gelenkfunktionsproblematiken noch vorhergehende Patelladislokationen, Patellainstabilitäten oder andere gangbeeinflussende Faktoren aufweisen.</p> <p><i>Kontrollgruppe:</i> Teilnehmerinnen der Kontrollgruppe wurden ausgeschlossen, wenn sie ein obiges PFS-Kriterium erfüllten.</p>
<b>Datenerhebung</b>	<p>Folgende Verfahren wurden zur Datenerhebung angewendet:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• Die Gelenkwinkel wurden anhand des x-y-z Kardanwinkels berechnet, der gemäss Klein und Sommerfeld (2012, S. 42) die 3D-Bewegung beschreibt.</li><li>• Rumpf- und Beckenwinkel wurden bezüglich dem Lab Coordinate System berechnet.</li><li>• Vorfuss- und Rückfusskinematik wurde mit dem Oxford Fussmodell von Vicon berechnet.</li><li>• Die Segmentwinkel wurden bezüglich der Kalibrierung nicht normalisiert.</li></ul>

- Die maximalen Gelenkwinkel während der ersten 75% der Standphase wurden mit dem Custom Labview Code von National Instruments Texas ermittelt.

Folgende Messinstrumente wurden in dieser Studie eingesetzt:

- 15-camera Motion Analysis System: Aufnahme der 3D Bewegungsbahn der Marker
- Visual 3D Software von C-motion: Filtert Daten, um das funktionelle Hüftgelenkzentrum und folglich den Gelenkwinkel zu bestimmen
- 4th order *Butterworth* Tiefpassfilter ermittelt anhand der Daten der Marker die Bewegungsbahn der Läuferinnen

### Untersuchung

Die Studienteilnehmer unterzogen sich einer Ganganalyse, wobei Marker am Körper angebracht wurden. Für das Platzieren dieser Marker zeigte sich gemäss Noehren, Manal und Davis (2010) kürzlich eine gute Reliabilität.

Alle Teilnehmerinnen trugen einheitliche Xccelerator Nike Schuhe mit ausgeschnittenen Stellen, damit dort die Marker angebracht werden konnten. Dann wurden folgende Untersuchungsschritte durchgeführt:

- Es wurde eine Kalibrierung durchgeführt. Gemäss Jäger (2015, S. 46) wird durch die Kalibrierung festgestellt, «ob Mess- und Prüfgeräte die geforderte Genauigkeit aufweisen».
- Identifizieren des funktionellen Hüftgelenkzentrums, um den Gelenkwinkel zu bestimmen.
- Gehen auf dem Laufband, so lange, bis sich die Teilnehmerinnen fürs Laufen bereit fühlten.
- Einlaufen auf dem Laufband für drei Minuten im eigenen Tempo.
- Laufen auf dem Laufband für zwei Minuten bei 3.3 m/s, wobei die Daten für die Studie anhand fünf aufeinanderfolgender Schritte erhoben wurden.

### Datenanalyse

Um die Unterschiede zwischen den Gruppen zu ermitteln, wurde ein unabhängiger Stichproben t-Test verwendet. Die Mittelwerte und Standardabweichungen wurde für beide Gruppen berechnet.

Die statistischen Analysen wurden mit dem Computerprogramm *SPSS*, Version 18.0 der IBM (Chigago, USA) durchgeführt. Die Effektgrösse jeder Variable wurde gemäss dem Standard von Portney und Watkins (2015) ermittelt:

- Kleiner Effekt: 0,020 – 0,50
- Mittlerer Effekt: 0,50 – 0,80
- Grosser Effekt: 0,80 oder grösser

#### Proximale Variablen:

- max. kontralaterale Rumpfeigung
- max. kontralaterale Beckenkipfung
- max. Hüftadduktion
- max. Hüftinnenrotation

#### Distale Variablen:

- max. Unterschenkel-Innenrotation
- max. Rückfuss-Eversion
- max. Vorfuss-Plantarflexion
- max. Vorfuss-Abduktion

### **Signifikante Resultate**

Die Studie von Noehren et al. (2012) zeigt folgende signifikante Resultate:

- Bezüglich der Laufstrecke lief die Kontrollgruppe 12km pro Woche weiter als die PFS-Gruppe.
- Höhere Spitzenwerte der Hüftadduktion ( $p = 0.046$ ) in der PFS Gruppe.
- Höhere Spitzenwerte der Hüftinnenrotation ( $p = 0.002$ ) in der PFS Gruppe.
- Um 4.5 Grad ( $p = 0.03$ ) höhere Spitzenwerte der Unterschenkel-Innenrotation in der PFS-Gruppe.

Im Normalfall liegt der p-Wert bei 0,05, wobei Werte darunter als signifikant gelten. In dieser Studie wurde der p-Wert nicht erwähnt, es kann aber anhand der signifikanten Resultate in der Tabelle davon ausgegangen werden, dass er bei 0,05 liegt.

### **Limitationen dieser Studie**

- Das Rumpf-Model besteht aus einem Segment, repräsentiert aber den ganzen Rumpf, der aus mehreren Segmenten besteht.
- Die Kontrollgruppe läuft pro Woche 12 Kilometer weiter als die PFS-Gruppe, was einen Vergleich beider Gruppen erschwert.
- Aufgrund des Querschnittcharakters dieser Studie sind Ursache und Folge nicht nachweisbar.
- Patellofemorale Schmerzen sind eine multifaktorielle Dysfunktion des Knies. Es werden in dieser Studie jedoch nur biomechanische Komponenten berücksichtigt.
- Rumpf- und Hüftkraft wurden nicht evaluiert.

Es braucht weitere Studien, um herauszufinden, welche Faktoren, abgesehen von den biomechanischen, den patellofemorale Schmerz beeinflussen.

## 4.8 Würdigung der Studie und Beurteilung der Evidenz

Tabelle 13: Würdigung der Studie von Noehren et al. (2012) und Beurteilung der Evidenz (Marion Tsolekas, 2019, erstellt auf Basis der AICA Leitfragen: Quantitatives Forschungsdesign)

<b>Objektivität</b>	<p>Die <b>Objektivität</b> der Studie ist teilweise gegeben. Bezüglich der Standardisierung und der Situationsabhängigkeit ist unklar, wie viele und welche Forscher dieser Studie die Datenerhebung, die Untersuchung und die Datenanalyse durchgeführt haben. Zudem sind der Durchführungsort sowie der Durchführungszeitraum dieser Studie unklar. Da auch bezüglich der Studienwiederholung nichts erwähnt wurde, muss davon ausgegangen werden, dass es sich um eine einmalige Untersuchung handelt, was die Objektivität weiter einschränkt.</p>
<b>Reliabilität</b>	<p>Die <b>Reliabilität</b> ist ansatzweise erfüllt. Folgende Punkte waren nicht oder ungenügend erfüllt:</p> <ul style="list-style-type: none"><li>• <b>Power Calculation:</b> Es wird nicht erwähnt, ob die Stichprobengröße vor Studienbeginn auf ihre <b>Power</b> kalkuliert wurde.</li><li>• <b>Stichprobengröße:</b> Sie fällt mit 16 Teilnehmerinnen pro Untersuchungsgruppe klein aus.</li><li>• <b>Rekrutierung:</b> Es ist unklar, anhand welcher lokalen Rennen und geposteter Flyer die Studienteilnehmerinnen rekrutiert wurden.</li></ul> <p>Bezüglich der Methodik wurde nachvollziehbar aufgezeigt, wie die Daten erhoben, aufbereitet, ausgewertet und grösstenteils ausgewiesen und welche Messinstrumente verwendet wurden (z.B. Art des Laufbandes unklar). Allerdings braucht es für das Durchführen der mathematischen Berechnungen fundiertes Fachwissen im Bereich Biomechanik und Physik, weshalb das Vorgehen in der Methodik von den Autorinnen dieser Bachelorarbeit nur begrenzt nachvollzogen werden kann.</p>
<b>Validität</b>	<p>Es handelt sich um eine Querschnittstudie. Die Autoren dieser Studie führen in ihren Limitationen der Studie auf, dass aufgrund des Querschnittscharakters dieser Studie die Ursache und Wirkung nicht nachweisbar ist und zur Bestätigung der Resultate weitere Studien nötig sind.</p> <p>Die <b>interne Validität</b> ist teilweise gegeben. Confounder wie zum Beispiel unterschiedliche Tagesform und Persönlichkeitsmerkmale der Studienteilnehmerinnen können nicht ausgeschlossen werden. Allerdings ist es in den Gesundheitswissenschaften oft nicht möglich, Störvariablen zu vermeiden.</p> <p>Es wird in der Diskussion erwähnt, dass es sich bei patellofemorale Schmerzen um ein multifaktorielles Krankheitsbild handelt, in dieser Studie wurden jedoch nur biomechanische Komponenten berücksichtigt. Diesbezüglich haben Noehren et al. (2012) aber nachvollziehbar aufgelistet, was wie gemessen werden sollte.</p> <p>Des Weiteren liegt ein Selektionsbias vor, denn die Aufteilung in die PFS-Gruppe und die Kontrollgruppen sind nicht rein zufällig erfolgt, sondern durch relevante Eigenschaften der Teilnehmerinnen beeinflusst.</p> <p>Die <b>externe Validität</b> ist teilweise gegeben. Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich aufgrund der oben beschriebenen Stichprobenerhebung und der einseitigen Untersuchung von biomechanischen Komponenten einer multifaktoriellen Dysfunktion des Knies</p>

nicht generalisieren. Zudem führt auch hier die vorgegebene Laufgeschwindigkeit dazu, dass die «Natürlichkeit des Laufstils» eingeschränkt wird.

**Beurteilung der verwendeten Messinstrumente**

Die **Objektivität der Messinstrumente** wird teilweise erfüllt. Bezüglich der Durchführungsobjektivität bleibt unklar, ob die Messinstrumente immer auf das gleiche Resultat gekommen wären, da die Untersuchung einmalig durchgeführt wurde. Zudem besteht das Risiko, dass die Marker der instrumentalisierten Ganganalyse von unterschiedlichen Personen an unterschiedlich Stellen angebracht werden oder verrutschen. Die Auswertungsobjektivität kann aufgrund der einmaligen Durchführung dieser Studie nicht bestätigt werden, da es sich jedoch um etablierte Auswertungsinstrumente handelt, kann davon ausgegangen werden, dass dieses Kriterium erfüllt wird. Dass verschiedene Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler die Zahlenergebnisse unterschiedlich interpretieren, ist nicht auszuschliessen, da der p-Wert nicht definiert wurde. Aufgrund der signifikanten Resultate dieser Studie kann jedoch von einem p-Wert von 0.05 ausgegangen werden.

Die **Reliabilität der Messinstrumente** wird mehrheitlich erfüllt. Die Retester-Reliabilität kann nicht beurteilt werden, da die Untersuchung nur einmal durchgeführt wurde. Die verwendeten Messinstrumente werden hingegen detailliert aufgeführt, aber es wird nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss Recherchen der Autorinnen dieser Bachelorarbeit aber um etabliertes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, in denen Laufanalysen durchgeführt werden, verwendet wurde. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt. In Bezug auf das Anbringen der Marker verweist Noehren et al. (2010) zudem auf eine gute Reliabilität dieser Methode.

Es kann davon ausgegangen werden, dass die **Validität der Messinstrumente** gegeben ist, da es sich gemäss der Literaturrecherche der Autorinnen dieser Bachelorarbeit um etablierte Messinstrumente aus der Biomechanik und der Laufanalyse handelt.

**Beurteilung allgemein**

**Allgemein:** Die Studie ist übersichtlich im EMED-Format gegliedert und die verwendeten anatomischen Begriffe werden im Anhang erläutert. Sie wurde vom institutionellen Prüfungsausschuss bewilligt und die Studienteilnehmerinnen mussten eine Einverständniserklärung unterzeichnen.

Für die **Datenanalyse** wurde ein t-Test verwendet. Voraussetzung dafür ist, dass die abhängige Variable intervallskaliert und in der Grundgesamtheit der beiden Gruppen normalverteilt ist. In der Studie wird nicht erwähnt, ob auf Normalverteilung überprüft wurde. Des Weiteren fällt die Stichprobe mit 16 Studienteilnehmerinnen pro Gruppe klein aus. Die Autorinnen dieser Arbeit gehen davon aus, dass dies nicht aufgrund der fehlenden Kalkulation der Stichprobengrösse (*Sample size calculation*) der Fall ist, sondern dass die Kalkulation weggelassen wurde, um die kleine Stichprobe rechtfertigen zu können.

## Evidenzstufe

Die Studie von Noehren et al. (2012) befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 4.

## **4.9 Relevante Resultate für die Forschungsfrage**

Nachfolgend werden die relevanten Resultate der vier Hauptstudien in Bezug auf die Forschungsfrage der Autorinnen dieser Bachelorarbeit aufgeführt. Die Studien untersuchten sowohl identische als auch verschiedene Variablen. Als mögliche Erklärung für die Untersuchung dieser verschiedenen Variablen wird die unterschiedliche Gewichtung der Forschenden bezüglich der zahlreichen Risikofaktoren für das PFSS gesehen.

Des Weiteren untersuchte die Studie von Roper et al. (2016) und Noehren et al. (2012) Läuferinnen und Läufer mit patellofemorale Beschwerden, wohingegen die Ergebnisse der übrigen zwei Studien (Kulmala et al., 2013; Vannatta & Kernozek, 2015) durch Untersuchungen an gesunden Sportlerinnen und Sportlern gewonnen wurden. Die Ergebnisse werden analog der nachfolgenden Diskussion auf der Ebene des Knie-, Fuss- und Hüftgelenks erläutert. Abschliessend werden weitere Variablen, die ebenfalls einen Einfluss auf das PFSS oder PFS haben könnten, aufgelistet.

### **4.9.1 Resultate auf Kniegelenksebene**

Im Folgenden soll aufgezeigt werden, welchen Einfluss das Vor- und Rückfuslaufen auf die biomechanischen Parameter hat. Die Studie von Roper et al. (2016) legt dar, dass es bei den Vorfuslaufenden zu einer Reduktion der Kniegelenksabduktion beim IC kam. Ergänzend dazu zeigen die Ergebnisse von Kulmala et al. (2013), dass das Knieabduktionsdrehmoment in der Frontalebene bei den Vorfuslaufenden ebenfalls tiefer war als beim Rückfuslaufen.

In Bezug auf die Kniegelenksflexion kommen Roper et al. sowie Vannatta und Kernozek (2016, 2015) zum Schluss, dass der Winkel beim IC bei den Vorfuslaufenden grösser ist als bei den Rückfuslaufenden. Die Studie von Kulmala et al. (2013) zeigt hingegen, dass der Höchstwert des Flexionswinkels während der Standphase bei den Rückfuslaufenden grösser ist. Vannatta und Kernozek (2015) untersuchten diese Variable ebenfalls, kamen jedoch zum Schluss, dass es keinen Unterschied gibt und legen dar, dass diese Variable zwischen Vor- und Rückfuslaufen ähnlich war. Ihre Studie zeigte aber eine Reduktion bezüglich des gesamten Bewegungsausmasses (ROM) der Kniegelenksflexion bei den Vorfuslaufenden.

#### **4.9.2 Resultate auf Fussgelenksebene**

Die Dorsalextension des Sprunggelenks beim IC ist bei den Vorfusslaufenden wesentlich kleiner als bei den Rückfusslaufenden (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016).

Das gesamte Bewegungsausmass des Sprunggelenks während der LR (Roper et al., 2016) und die Plantarflexions-Drehmomente während der Standphase sind bei Vorfusslaufenden grösser als bei Rückfusslaufenden (Kulmala et al., 2013).

Zwei von vier Studien zeigen, dass die Achillessehnenzugkräfte in der Standphase bei Rückfusslaufenden kleiner sind als bei Vorfusslaufenden (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016).

#### **4.9.3 Resultate auf Hüftgelenksebene**

Noehren et al. (2012) untersuchten als einzige der vier Studien die Hüftadduktion sowie die Hüftinnenrotation an Läuferinnen mit patellofemorale Schmerzen. Die Resultate zeigen, dass ihre Werte im Vergleich mit denen der schmerzfreien Kontrollgruppe grösser waren.

Zudem zeigen Kulmala et al. (2013) auf, dass es beim Vorfusslaufen während der Standphase zu tieferen Spitzenwerten der Hüftgelenksadduktion kommt als beim Rückfusslaufen.

#### **4.9.4 Weitere Resultate**

Die Studie von Vannatta und Kernozek (2015) zeigte beim Vorfusslaufen eine leichte Steigerung (6.6%) der vertikalen BRK, wohingegen die Studie von Kulmala et al. (2013) einen klar tieferen Mittelwert (26%) zeigte. Kulmala et al. (2013) legten zudem dar, dass es bei Vorfusslaufenden im Vergleich zu den Rückfusslaufenden zu kürzeren Bodenkontakten kam. Weiter beschreibt ihre Forschungsarbeit Veränderungen in Bezug auf die Abstände zwischen Körperschwerpunkt und Calcaneus beim IC. Diese Variable war unter der Voraussetzung Vorfusslaufen kleiner.

Die Studie von Vannatta und Kernozek (2015) zeigte, dass die Position der unteren Extremität und folglich die horizontale Distanz zwischen dem Trochanter major und dem Calcaneus bei den Vorfusslaufenden ebenfalls reduziert war. Allerdings unterliegt diese Variable einer etwas anderen Definition.



Eine Reduktion der patellofemorale Gelenksbelastung während des Vorfusslaufens zeigte sich in drei Studien (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016; Vannatta & Kernozek, 2015) und eine verminderte patellofemorale Anpresskraft konnte in beiden Studien, welche die genannten Variablen untersuchten, nachgewiesen werden (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016).

## **5 Diskussion**

Zu Beginn dieses Kapitels werden nach einem kurzen Input bezüglich der Generalisierbarkeit der Ergebnisse die vier Studien anhand der Evidenztabelle von Mangold (2011, S.91) verglichen. Danach werden die wichtigsten Resultate einander gegenübergestellt und anschliessend diskutiert, damit die Fragestellung dieser Bachelorarbeit – welchen Einfluss das Vor- und Rückfusslaufen bei Frauen und Männern zwischen 13 und 65 Jahren auf das PFSS hat – so weit wie möglich beantwortet werden kann. Abschliessend werden die Limitationen dieser Bachelorarbeit aufgezeigt.

### **5.1 Generalisierbarkeit**

Bezüglich der Generalisierbarkeit der vier Hauptstudienresultate verweisen die Autorinnen dieser Arbeit auf die ausführlichen Würdigungen in den Resultaten.

Allgemein kann aber festgehalten werden, dass die Generalisierbarkeit der Ergebnisse dieser Studien in Bezug auf die Population durch die homogene Stichprobe und die grosse Anzahl Ausschlusskriterien limitiert ist. Es müssten Studien mit heterogenen Stichproben repliziert werden, welche die Gesamtheit der Läuferinnen und Läufer mit patellofemorale Schmerzen in allen Altersgruppen und folglich die Merkmalskombinationen in der Population vertreten. Zudem sind Studien mit genügend grosser Stichprobe und einer Kontrollgruppe notwendig, wobei die Rekrutierung der Studienteilnehmerinnen und Studienteilnehmer viel breiter und nicht nur über einzelne Institutionen oder Laufveranstaltungen stattfinden sollte. Zu beachten ist jedoch, dass sich die Zufälligkeit für Systeme in den Gesundheitswissenschaften kaum realisieren lässt, da gewisse Subgruppen eher bereit sind, an einer Studie mitzumachen als andere.

## 5.2 Evidenztabelle von Mangold (2011)

Aufgrund der unterschiedlichen Quellen zu den Evidenzpyramiden (Krahl, 2018; Ris & Preusse-Bleuler, 2015) in den Unterlagen der ZHAW haben sich die Autorinnen zur Beurteilung der Studien für die detaillierte Evidenztabelle von Mangold (2011) entschieden. Diese ist insgesamt in 10 Level aufgeteilt, wobei das Level 1a dem höchsten Evidenzgrad entspricht.

Abbildung 11: Evidenztabelle von Mangold (2011)

Level	Studienart/Evidenzquelle
1a	Systematischer Übersichtsartikel (Systematic Review) über RCTs
1b	Einzelne RCT (mit engem Konfidenzintervall)
1c	Alle-oder-Keiner-Studie (All or None Study)
2a	Systematischer Übersichtsartikel (Systematic Review) über Kohortenstudien
2b	Einzelne Kohortenstudie; RCT von geringer Qualität (z. B. Daten von weniger als 80% der Patienten beim Follow-up)
2c	Versorgungsforschung (Outcomes Research); Ökologische Studie (Ecological Study)
3a	Systematischer Übersichtsartikel (Systematic Review) über Fall-Kontroll-Studien (Case-Control Studies)
3b	Einzelne Fall-Kontroll-Studie
4	Fallserie (Case Series); Kohortenstudie und Fall-Kontroll-Studie von geringerer Qualität (z. B. keine klare Beschreibung der Vergleichsgruppen); Querschnittstudie (Cross-Sectional Study)
5	Expertenmeinung ohne explizite kritische Analyse oder basierend auf der Physiologie, Bench Research oder Grundprinzipien

Die Studie von Roper et al. (2016) befindet sich mit Erreichen des Levels 2b im Vergleich zu den anderen drei Studien auf der höchsten Stufe der Evidenztabelle. Danach folgt die Studie von Kulmala et al. (2013), welche das Level 3a erreicht. Die Studien von Vannatta und Kernozek (2015) sowie die von Noehren et al., (2012) befinden sich auf dem Level 4 und liegen somit im Vergleich am tiefsten. Folglich können die Ergebnisse von Roper et al. (2016) aufgrund des Evidenzgrades und des aktuellsten Erscheinungsjahres am stärksten gewichtet werden. Die Studie baut allerdings in verschiedenen Bereichen wie zum Beispiel in der methodischen Vorgehensweise und der Diskussion der Ergebnisse auf den anderen drei Forschungsarbeiten auf.

Kommt es hingegen bei den Resultaten zu Mehrfachnennungen, gewinnen die Ergebnisse aus der genannten Studie wieder an Bedeutung. Bei Diskrepanzen zwischen bestimmten Resultaten wird zur Bestimmung der Gewichtung auch die Nachvollziehbarkeit der Argumentation der Autorinnen und Autoren der Studie mitberücksichtigt. Im folgenden Abschnitt werden die Resultate der vier Hauptstudien unter Berücksichtigung ihres Evidenzlevels diskutiert.

### **5.3 Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Kniegelenksebene**

Roper et al. (2016) gehen von der Annahme aus, dass die wichtigste Variable, die sich aufgrund der Gangumstellung auf Vorfussläufen verändert hat, die verminderte Knieabduktion ist und die Reduktion dieser zu einer Schmerzabnahme im PFG führte. Die Knieabduktion steht in der Studie von Roper et al. (2016) analog zur Begrifflichkeit des Genu valgums. Wie im theoretischen Hintergrund beschrieben, sieht Madany (2013) das Genu valgum als potenziellen Risikofaktor für Schmerzen im PFG. Weiter erläutert er, dass die Vergrößerung des Q-Winkels als Folge des Genu valgums die patellofemorale Anpresskraft erhöhen kann, was mit der Argumentationsweise des Forschungsteams von Roper et al. (2016) übereinstimmen würde. Auch die Forschung von Kulmala et al. (2013) ergaben eine erhöhte Kniegelenksabduktion beim Rückfussläufen. Gemäss der Recherche der Autorinnen dieser Arbeit ist nebst der Knieabduktion und der daraus resultierenden patellofemorale Anpresskraft auch die patellofemorale Gelenksbelastung ein bedeutender Risikofaktor für die Entstehung des PFSS.

Gemäss Roper et al. (2016) scheint auch die Knieflexion beim IC eine bedeutungsvolle Variable zu sein. Anhand der Studienresultate ist der Flexionswinkel des Kniegelenks während des Vorfusslaufens beim IC grösser (Roper et al., 2016; Vannatta & Kernozek, 2015). Der Höchstwert der Flexion während der Standbeinphase ist aber wiederum beim Rückfussläufen am grössten (Kulmala et al., 2013). Diese erhöhte Knieflexion beim IC bei Vorfussläufenden lässt sich vermutlich auf die verkürzte Schrittlänge zurückführen (Shih et. al., 2013 zit. nach Roper et al., 2016), was gemäss den Forschenden bewirken könnte, dass der erste Bodenkontakt durch die Knieflexion besser abgedämpft wird. Zudem ergänzt Marquardt et al. (2012), dass durch die verkürzte Schrittlänge die Bremsbewegung, die das muskuloskelettale

System belastet, verringert wird. Kulmala et al., (2013) unterstreichen aber, dass gemäss ihrer Studie unklar bleibt, ob die Kumulation der Schritte beim Vorfusslaufen oder die höhere Spitzenbelastung während der Standbeinphase beim Rückfusslaufen einen grösseren Einfluss auf die Überlastungsverletzungen des Knies hat.

Des Weiteren ist zu beachten, dass die erhöhte Kniegelenksflexion beim IC während des Vorfusslaufens noch keine erhöhte patellofemorale Belastung darstellt, da bei diesem Laufstil die Belastung beim IC grösstenteils über das Fussgewölbe, die Achillessehne und die Wadenmuskulatur abgefedert werden kann. Die Autorinnen sehen daher die Problematik der erhöhten patellofemorale Belastung auf das PFG vor allem beim Rückfusslaufen während der Standbeinphase, wobei der Anpressdruck auf die Patella bei zunehmender Kniebeugung steigt. Die Autoren Vannatta und Kernozek (2015) bestätigen diese Annahme, da bei ihren Messungen der Höchstwert der patellofemorale Belastung jeweils während der Midstance-Phase gleichzeitig mit dem Höchstwert der Kniegelenksflexion vorkam. Im Zusammenhang mit der Kniebeugung ergänzt Dölken (2015), dass der Anpressdruck auf die Patella zwischen 60 und 90 Grad Flexion am höchsten ist und durch zunehmende Quadrizepsaktivität erhöht wird.

Auch Kulmala et al. (2013) bestätigen beim Rückfusslaufen einen höheren patellofemorale Anpressdruck und eine verstärkte patellofemorale Belastung. Weil der Quadrizeps-Hebelarm bei steigendem Knieflexionswinkel abnimmt, sind beim Rückfusslaufen grössere exzentrische Quadrizepskräfte nötig, um der Knieflexion während der ersten Hälfte der Standphase standzuhalten.

Obwohl Vannatta und Kernozek (2015) ebenfalls zum Ergebnis der vergrösserten Knieflexion beim IC unter der Bedingung Vorfusslaufen kommen, scheinen diese zwei Autoren im Vergleich zu den oben genannten Forschenden darin keinen bedeutungsvollen Einfluss auf die Mechanik des Kniegelenks zu sehen. Allerdings sehen sie in der Quadrizepskraft, die auch zuvor von Dölken (2015) genannt wird, die bedeutungsvollste Variable ihrer Untersuchungen. Die Forschenden vermuten, dass die verminderte patellofemorale Gelenksbelastung aufgrund der verminderten Krafteinwirkung des Quadrizeps während des Vorfusslaufens zustande gekommen ist. Dieses Resultat wird auch in einer weiteren Studie (Arendse et al., 2004) bestätigt. Um die Variable mit dem grössten Einfluss zu identifizieren, müssen aus Sicht der Au-

torinnen aber weitere Studien, die identische Variablen unter denselben Bedingungen untersuchen, durchgeführt werden.

#### **5.4 Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Fussgelenksebene**

Die höhere Belastung auf das Sprunggelenk sehen Kulmala et al. (2013) als potenziellen Hauptmechanismus für gesenkte patellofemorale Anpresskräfte und tiefere patellofemorale Belastung beim Vorfusslaufen, weil die Rolle des Knies als Dämpfungssystem durch einen kleineren Knieflexionswinkel während der Standbeinphase reduziert wird. Dieses Resultat stimmt mit den vorherig diskutierten Resultaten zur Quadrizepskraft und dem dadurch entstehenden Anpressdruck auf die Patella überein und wird auch in der Literatur so bestätigt (Marquardt, 2017). Demzufolge steigt aber die Zugbelastung auf die Achillessehne (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016). Die verstärkten Achillessehnenzugkräfte unter der Bedingung Vorfusslaufen konnten in der Studie von Roper et al. (2016) nicht belegt werden, doch die Messungen hatten die Tendenz zur Signifikanz. Deshalb verweisen die Autorinnen und Autoren der Studie auf die Forschungsarbeit von Kulmala et al. (2013), die belegten, dass es zu signifikant erhöhten Zugkräften auf die Achillessehne beim Wechsel auf das Vorfusslaufen kommt. Gemäss Kulmala et al. (2013) stimmen diese Resultate mit den Ergebnissen von älteren Forschungsarbeiten überein. Auch die Autorinnen dieser Bachelorarbeit kommen anhand der vorliegenden Fachliteratur zum Schluss, dass sich die Achillessehnenzugkräfte beim Vorfusslaufen im Vergleich zum Rückfusslaufen erhöhen.

In der Untersuchung von Roper et al. (2016) zeigte sich, dass Patienten der IG beim Vorfusslaufen während der Trainingsphase über Muskelkater in den Waden berichteten, die spätestens nach dem sechsten Training nachliessen. Bei der Follow-up-Testung nach einem Monat berichteten zwei der Teilnehmenden (25%) von Schmerzen im Fussgelenk, die nach ca. 6.5 Kilometer Laufen auftraten. Trotzdem musste das Lauftraining der zwei Probandinnen und Probanden aufgrund der Schmerzen nicht abgebrochen werden und die Beschwerden klangen nach den Trainings jeweils sofort ab. Dieses unerwünschte Ereignis schreiben die Autorinnen und Autoren der Studie den erhöhten Achillessehnenzugkräften zu (Roper et al., 2016). Gemäss Marquardt (2017) kommen Überlastungsreaktionen der Achillessehne, der Waden-

muskulatur und der Fusssohle typischerweise bei einer zu schnellen Technikumstellung vor, was allenfalls bei diesen Teilnehmenden die Ursache für die Schmerzen im Fussgelenk war. Die Autorinnen dieser Bachelorarbeit kommen anhand der ihnen vorliegenden Literatur zur Biomechanik, Bewegungslehre und Laufanalyse zum Schluss, dass das Vorfusslaufen die Achillessehne grundsätzlich stärker beansprucht als das Rückfusslaufen, weil sie höheren Belastungen ausgesetzt ist (Klein et al., 2011; Marquardt et al., 2012).

Nebst der Achillessehne wird auch das Längsgewölbe beim Vorfusslaufen mehr belastet, da bei dieser Laufbedingung die gemessenen BRK beinahe vollständig unter dem Vorfuss konzentriert sind (Joachim Rist, Kälin & Weisskopf, 2007). Infolge eines abgeflachten Längsgewölbes kann es zu einem mangelhaften Abfedern während der Standbeinphase kommen, was eine Überlastung der tragenden Gelenke bewirkt. (Bacha et al., 2011). Daher nehmen die Autorinnen an, dass dieser Faktor gegebenenfalls zusätzlich zu den erhöhten Achillessehnenzugkräften zu den Fussgelenkschmerzen der zwei Teilnehmenden in der Studie von Roper et al. (2016) geführt haben könnte.

## **5.5 Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf Hüftgelenksebene**

Bezüglich der Gelenksebenen waren Noehren et al. (2012) und Kulmala et al. (2013) die einzigen, die das Hüftgelenk und dessen Einflüsse auf das Kniegelenk untersucht haben. Die Ergebnisse zur Hüftadduktion von Noehren et al. (2012) sind einheitlich mit den Ergebnissen der Arbeit von Willson und Davis (2008). Die Hüftadduktion kann den dynamischen Q-Winkel vergrössern und folglich das PFG vermehrt belasten. Bei der Interpretation der Ergebnisse dieser Studie ist jedoch Vorsicht geboten, da sich die Ergebnisse der beiden Gruppen nur mässig von den Resultaten der Kontrollgruppe unterscheiden. Kulmala et al. haben die Auswirkungen der Hüftadduktion auf das Kniegelenk untersucht. Ist die Ferse näher am Körperschwerpunkt und/oder die Hüftadduktion kleiner, was beim Vorfusslaufen der Fall ist, verändert dies die Position des Bodenreaktionskräftevektors im Verhältnis zu den unteren Extremitäten so, dass der Hebelarm in der Frontalebene kleiner wird, was eine Reduktion des Drehmoments in der Frontalebene des Knies zur Folge hat. Die Forschenden betonen aber, dass weitere Untersuchungen nötig sind, um diese Annahme zu bestätigen.

Die Autorinnen dieser Bachelorarbeit führen eine vermehrte Hüftadduktion vor allem auf abgeschwächte Hüftabduktoren und -ausserrotatoren zurück, was sich gemäss der Literatur bekanntlich negativ auf das Kniegelenk auswirkt (Madany, 2013; Marquardt; 2012).

Noehren et al. haben einen deutlich grösseren Unterschied bezüglich der Hüftinnenrotation bei Läuferinnen mit patellofemorale Schmerzen gefunden, was aber gemäss den Forschenden auf die grössere Effektgrösse zurückzuführen ist. Das signifikante Resultat der Hüftinnenrotation steht im Gegensatz zu zwei bisherigen Studien. Diese Unstimmigkeiten zwischen den beiden Studien könnten auf die Normalisierung der Gelenkwinkel bei der Datenaufbereitung, den Zeitpunkt der Datenerhebung in der Standphase, die verwendeten kinematischen Modelle sowie die unterschiedlichen Einschlusskriterien der Studienteilnehmerinnen zurückzuführen sein. Mit den Resultaten von Souza und Powers (2009), die eine ähnliche Methodik verwendeten, passen die Ergebnisse dieser Studie aber überein. Eine Erklärung für die grössere Hüftinnenrotation bei Läuferinnen mit PFS könnte eine Schwäche der Hüftmuskulatur, insbesondere der Ausserrotatoren, Abduktoren und Extensoren sein (Madany, 2013). Biesenbach (2014) sieht die Muskelschwäche ebenfalls als mögliche Ursache für eine vergrösserte Hüftinnenrotation, aber auch als potenziellen Faktor für eine verstärkte Hüftadduktion während der Standphase, die weiter oben beschrieben ist. Beide Autoren sind sich letztlich aber einig, dass durch diese Abweichungen eine Lateralisation der Patella mit einer daraus resultierenden Hyperkompression im lateralen Kompartiment des PFG entsteht. Ob die Schwäche der Hüftmuskulatur die Ursache für die Entstehung von PFS oder aber eher eine Folge aufgrund der Kniegelenksbeschwerden ist, lässt sich gemäss Recherche der Autorinnen dieser Arbeit nicht abschliessend beantworten.

## **5.6 Weitere Einflüsse des Vor- und Rückfuslaufens**

In Bezug auf die vertikale BRK kam es zwischen zwei Studien zu einer Diskrepanz. Eine Studie zeigte beim Vorfuslaufen eine leichte Steigerung (6.6%) der vertikalen BRK (Vannatta & Kernozek, 2015), die andere Studie hingegen einen klar reduzierten Wert (26%) (Kulmala et al., 2013). Vannatta und Kernozek (2015) erklären, dass sämtliche Teilnehmende ihrer Untersuchung habituelle Rückfuslaufende sind, die



während zehn Probeläufen auf Vorfussläufen wechselten. Deshalb könnte die Änderung des Laufstils zu erhöhten vertikalen BRK geführt haben. Zudem zeigte eine andere Studie, dass die vertikale BRK zwischen nicht-routinierten und routinierten Vorfussläufenden unterschiedlich ist, wobei bei den routinierten Vorfussläufenden vergleichsmässig tiefere Werte gemessen wurden (Williams et al., 2000, zit. nach Vannatta & Kernozek, 2015). Diese Studienergebnisse stimmen wiederum mit denen von Kulmala et al. (2013) überein, da sie bei den Vorfussläufenden, ob routiniert oder nicht-routiniert, im Vergleich zu den Rückfussläufenden tiefere vertikale BRK massen (Williams, McClay & Manal, 2000).

In der Diskussion von Vannatta und Kernozek (2015) wird zudem auf die Tatsache eingegangen, dass einige Teilnehmende beim Vorfussläufen ihre Schrittlänge vergrösserten und dies trotzdem zu einer verminderten Gelenksbelastung führte. Die Schrittlänge beschreibt die Distanz vom Fersenkontakt eines Fusses zum Fersenkontakt des anderen Fusses (Suppé & Bongartz, 2013). Normalerweise verkleinern Vorfussläufende die Schrittlänge und die Gelenksbelastung verringert sich somit (Marquardt et al., 2012). Diese Diskrepanz zwischen der vergrösserten Schrittlänge und der verminderten Belastung auf das PFG erklären Vannatta und Kernozek (2015) dadurch, dass die Position der UEx beim IC wichtiger scheint als die Schrittlänge allein. Die Position der UEx beschreibt die horizontale Distanz zwischen dem Trochanter major und dem Calcaneus und wird durch die Kniegelenksflexion beim IC und den Laufstil bestimmt. Die Position der UEx war beim Vorfussläufen im Vergleich zum Rückfussläufen um 19% reduziert und könnte deshalb die patellofemorale Gelenksbelastung vermindern. Gemäss den Autoren hat die Position der UEx bekanntlich einen entscheidenden Einfluss auf die Schlagdämpfung beim Laufen.

## 5.7 Limitationen dieser Arbeit

Aufgrund der spezifischen Fragestellung dieser Bachelorarbeit wurde die Recherche sowie die Selektion geeigneter Studien erschwert. Die begrenzte Literatur bezüglich der Einflüsse des Vor- und Rückfusslaufens auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom wirkt sich limitierend auf diese Arbeit aus. So befassen sich die Studien von Roper et al. (2016) und Vannatta und Kernozek (2015) mit der Messung der biomechanischen Parameter nach einer Gangumstellung von habituellen Rückfussläufenden auf das ungewohnte Vorfussläufen. Dabei hat nur Roper et al. (2016) Sportlerinnen und Sportler mit patellofemorale Schmerzen untersucht. Obwohl die Studienteilnehmerinnen und Studienteilnehmer von dieser Studie im Gegensatz zu denen von Vannatta und Kernozek (2015) von einer Gangumschulung profitierten und eine Follow-up-Testung stattfand, ist klar, dass diese Stichproben die Population von habituellen Vorfussläufenden nicht vollumfänglich repräsentiert und folglich die Auswirkungen auf die Biomechanik nicht generalisierbar sind. Zudem fehlt die direkte Ermittlung der Einflüsse der beiden Laufstile auf das patellofemorale Schmerzsyndrom, da die Risikofaktoren nur anhand biomechanischer Parameter analysiert wurden. Die Studie von Kulmala et al. (2013) befasste sich wiederum mit der Untersuchung von gesunden Sportlerinnen und Sportler und dem Einfluss ihres Laufstils auf biomechanische Parameter, die mit dem patellofemorale Schmerzsyndrom in Verbindung stehen. Abschliessend befasst sich die Studie von Noehren et al. (2012) mit der Ermittlung der biomechanischen Parameter bei Personen mit patellofemorale Schmerzen im Vergleich zu schmerzfreien Läuferinnen und Läufern und nicht mit der Frage, welche Einflüsse die Laufstile auf die patellofemorale Schmerzen haben.

Abschliessend kann festgehalten werden, dass nur die Studie von Roper et al. (2016) den Einfluss einer Gangumstellung von Rück- auf Vorfussläufen bei Laufenden mit dem PFSS untersuchten. Zwei Studien untersuchten zwar Einflüsse der beiden Laufstile, dies jedoch mehrheitlich in Bezug auf die Risikofaktoren des PFSS und nicht das Krankheitsbild.

Die Heterogenität der Studiendesigns sowie die kleinen Stichprobengrößen der vier Studien stellen weitere Begrenzungen dieser Arbeit dar. Da nicht alle Altersgruppen untersucht wurden und nur bei einer Studie nebst den Frauen auch Männer untersucht wurden, kann die Forschungsfrage dieser Bachelorarbeit diesbezüglich nicht

abschliessend beantwortet werden. Zudem wurden über alle Studien hinweg viele unterschiedliche Variablen untersucht, was die Ermittlung und Priorisierung der Einflüsse der Laufstile erschwerte.

Eine weitere Schwierigkeit stellte zum einen die vielen unterschiedlichen Bezeichnungen von kinetischen und kinematischen Grössen und zum anderen die biomechanischen Begrifflichkeiten dar, die sich nicht wortwörtlich aus dem Englischen ins Deutsche übersetzen liessen. Hinzu kommt, dass teilweise zwar dieselbe Variable betrachtet, aber zu unterschiedlichen Zeitpunkten während des Gangzyklus gemessen wurde.

Des Weiteren handelt es sich hierbei um eine systematische Literaturrecherche und nicht um ein systematisches Review, was bedeutet, dass gegebenenfalls nicht die Gesamtheit bestehender Literatur zu diesem Thema mitberücksichtigt werden konnte.

## 6 Praxistransfer

In diesem Kapitel wird der Transfer der physiotherapeutisch relevanten Ergebnisse dieser Bachelorarbeit in die Praxis aufgezeigt. Beide Laufstile haben ihre Vor- und Nachteile, die beachtet werden müssen. Um eine gezielte Empfehlung in Bezug auf den Laufstil abgeben zu können, muss jede Patientin und jeder Patient aufgrund des unterschiedlichen Risikoprofils individuell analysiert, beraten und therapiert werden. Da eine Laufstilumschulung üblicherweise zeitaufwendig und körperlich intensiv ist, sollte vor Beginn eine ausführliche *Patient Education* durchgeführt und die *Adherence* sowie die *Compliance* der Patientin oder des Patienten für die Auswahl des Behandlungsplans beurteilt werden. Darüber hinaus sollten Läuferinnen und Läufer während der Umschulungsphase durch qualifiziertes Fachpersonal unterstützt werden, sodass unerwünschte Ereignisse wie Überlastungsbeschwerden rechtzeitig erkannt und frühzeitig beeinflusst werden können.

Das Rückfusslaufen ist für Läuferinnen und Läufer mit einem PFSS oder anderen Kniebeschwerden eher ungeeignet, da gemäss den Resultaten dieser Bachelorarbeit das Rückfusslaufen die Knie stärker belastet als das Vorfusslaufen. Das Vorfusslaufen könnte eine potenzielle Möglichkeit darstellen, um laufbedingte Knieverletzungen durch eine Senkung der patellofemorale Gelenkbelastung zu minimieren (Kulmala et al., 2013).

Ferner gilt es zu beachten, dass das patellofemorale Schmerzsyndrom eine multifaktorielle Knieproblematik (Noehren et al., 2012) ist, weshalb der Laufstil zwar einen Einfluss darauf haben kann, aber noch weitere Faktoren, die in Kapitel 2.7.4 aufgeführt sind, berücksichtigt werden müssen.

Neben der Symptomreduktion durch eine Laufstilumschulung könnte der richtige Laufstil auch zur Prävention von Überlastungsverletzungen genutzt werden.

## 7 Schlussfolgerungen

Abschliessend kann in Bezug auf die Forschungsfrage, welchen Einfluss das Vor- und Rückfusslaufen auf das Patellofemorale Schmerzsyndrom hat, Folgendes festgehalten werden: Sowohl das Vorfusslaufen als auch das Rückfusslaufen bringt in Bezug auf Überlastungserscheinungen und Verletzungen ein eigenes Risikoprofil mit sich. Das Rückfusslaufen wird von Läuferinnen und Läufern am häufigsten praktiziert, da dieser Laufstil an die Gehbewegung angelehnt und motorisch einfach umzusetzen ist. Allerdings setzten sich Fersenlaufende mit ihrem Laufstil einer erhöhten Gefahr von Kniebeschwerden aus, wobei gemäss Literatur das PFSS das prävalenteste Syndrom bei Läuferinnen und Läufern darstellt.

Die Beschwerden am Kniegelenk entstehen durch unterschiedliche Faktoren. Einer davon ist die vermehrte Kniebeugung in der Standbeinphase, die gemäss Kulmala et al. (2013) in einer Überbelastung des Kniescheibenknorpelgleitlagers resultiert. Des Weiteren kommt es beim Rückfusslaufen zu einer erhöhten Stossbelastung beim Fussaufsatz, die wiederum weit vor dem Körperschwerpunkt stattfindet. Roper et al. (2016) kamen zum Ergebnis, dass dieser Laufstil darüber hinaus eine vermehrte Kniegelenksabduktion zur Folge hat, welche sich wiederum negativ auf das Kniegelenk auswirkt.

Basierend auf der Literatur und den vier Hauptstudien dieser Bachelorarbeit scheint das Vorfusslaufen keinen negativen Einfluss auf patellofemorale Beschwerden zu haben. Das Vorfusslaufen entlastet die Knie, da unter anderem die Landung unter dem Körperschwerpunkt liegt und somit nur eine geringe Bremsbewegung stattfindet. Allerdings wird bei diesem Laufstil das Längsgewölbe, die Achillessehne und die Wadenmuskulatur mehr belastet. Die erhöhte Belastung auf die Achillessehne konnte durch zwei der vier Hauptstudien bestätigt werden (Kulmala et al., 2013; Roper et al., 2016).

Eine gute Alternative zu diesen beiden Laufstilen stellt das Mittelfusslaufen dar, da es die genannten Extreme meidet.

Aus diesem Grund sollten zukünftige Studien zusätzlich den Einfluss des Mittelfusslaufens auf das PFSS untersuchen. In der Literatur wird oftmals zu diesem Laufstil geraten, da gemäss Marquardt (2017) keine signifikante Verletzungshäufung wie beim Vor- oder Rückfusslaufen vorkommt. Das Mittelfusslaufen wurde in den vier

Hauptstudien jedoch nicht untersucht, weshalb im Rahmen dieser Bachelorarbeit diesbezüglich keine Empfehlung für die Praxis abgegeben werden kann.

Insbesondere in Bezug auf das Thema Gangumschulung sind bei Patientinnen und Patienten mit dem PFSS weitere Forschungsarbeiten notwendig. Es stellt sich beispielsweise die Frage, welche Inhalte ein solches Trainingsprogramm zur Gangumstellung beinhalten soll. Denn die klinische Erfahrung zeigt, dass eine Gangumschulung stets durch weitere Interventionen, die sich auf die statischen oder dynamischen Defizite des Patienten beziehen, ergänzt werden sollte. Weiter stellt sich die Frage, welches Feedback – verbal, visuell, taktil und/oder mit Hilfe von Drucksensoren – und wie viel Feedback es für eine erfolgreiche Gangumstellung braucht. Zudem ergeben sich Fragen in Bezug auf die Durchführungshäufigkeit und die Durchführungslänge eines solchen Programms. Ein weiterer Punkt diesbezüglich ist die Durchführung von Follow-up Testungen. Welche Veränderungen zeigen sich zum Beispiel drei, sechs und zwölf Monate nach Beginn der Gangumschulung? Hierbei interessieren sowohl die erwünschten als auch die unerwünschten Vorkommnisse nach einem Wechsel auf einen neuen Laufstil.

Analog dazu sowie zum Kapitel Generalisierbarkeit sollten die aufgeführten Punkte in zukünftigen Studien berücksichtigt werden.

## Literaturverzeichnis

- Addison, D., Bucher-Dollenz, G., Hengeveld, E., Jeangros, P., Stam, H., ... & van Piekartz, H. (2013). Patellofemorales Schmerzsyndrom. In P. Westerhuis & R. Wiesner (Hrsg.) *Klinische Muster in der manuellen Therapie: IMTA Kurshandbuch Level 2a und b*. (S. 435-447). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Albrecht, S., Amerschläger, A., Barthofer, J., Bauer, M. J. M., Bergmann, ... & Borschert, H.-P. (2016). Bewegungsanalyse. In M. Engelhardt (Hrsg.). *Sportverletzungen: Diagnose, Management und Begleitmaßnahmen*. (S. 151-166) München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Almeida, M. O., Davis, I. S. & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: A systematic review with meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45, 738–755.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
- de Almeida, M. O., Saragiotto, B. T., Yamato, T. P. & Lopes, A. D. (2015). Is the rear-foot pattern the most frequently foot strike pattern among recreational shod distance runners? *Physical Therapy in Sport*, 16, 29–33.  
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.02.005>
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P. & Fletcher, G. (2004). Reduced Eccentric Loading of the Knee with the Pose Running Method: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 272–277.  
<https://doi.org/10.1249/01>
- Auner-Gröbl, P., Burgenger, S., Derkum, N., Frenzke, H., Georgi, M., ... & Jung, M. (2018). Physiotherapeutische Konzepte in der Pädiatrie. In U. Hammerschmidt & J. Koch (Hrsg.) *Leitfaden Physiotherapie in der Pädiatrie* (S. 85-144). München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Bacha, S., Cabri, J., Dölken, M., Fründ, A., Hengeveld, E., ... & Trinkle, B. (2011). Untersuchung der Haltung und Muskelbalance. In Hüter-Becker, A. & Dölken, M. (Hrsg.). *Untersuchen in der Physiotherapie*. (S. 111-131) Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.

- Barton, C. J., Bonanno, D., Levinger, P. & Menz, H. B. (2010). Foot and ankle characteristics in patellofemoral pain syndrome: A case control and reliability study. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40, 286–296.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3227>
- van den Berg, F. & Cabri, J. (2016). Grundlagen der Bindegewebsphysiologie & Positive und negative Einflüsse auf die bindegewebigen Strukturen des Bewegungsapparates. In F. van den Berg (Hrsg.). *Angewandte Physiologie. Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen* (S. 12-78 und S. 359-381). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag KG.
- Biesenbach, S. (2014). Der vordere Knieschmerz. *Manuelle Medizin*, 52, 111–122.  
<https://doi.org/10.1007/s00337-014-1097-1>
- Boling, M. C., Padua, D. A., Marshall, S. W., Guskiewicz, K., Pyne, S. & Beutler, A. (2009). A prospective investigation of biomechanical risk factors for patellofemoral pain syndrome: The joint undertaking to monitor and prevent ACL injury (JUMP-ACL) Cohort. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 2108–2116. <https://doi.org/10.1177/0363546509337934>
- Burns, N., Grove, S. K., Ackermann, P. L., Budin, W. C., Harley, A., ... & Pugsley, K. E. (2005) Alle Kapitel. In Burns, N. & Grove, S. K. (Hrsg.). *Pflegeforschung verstehen und anwenden*. München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Cabri, J., Elvey, B., Gosselink, R., Haas, H.-J., Heesen, G., ... & Sinz, H. (2007). Problemanalyse und Therapieansätze. In F. van den Berg (Hrsg.) *Angewandte Physiologie. Therapie, Training, Tests: 98 Tabellen* (S. 428–459). Stuttgart: Thieme.
- Cavanagh, P. R. & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397–406.  
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0)



- Collins, N. J., Barton, C. J., van Middelkoop, M., Callaghan, M. J., Rathleff, M. S., ... & Crossley K. M. (2018). Consensus statement on exercise therapy and physical interventions (orthoses, taping and manual therapy) to treat patellofemoral pain: recommendations from the 5th International Patellofemoral Pain Research Retreat, Gold Coast, Australia, 2017. *British Journal of Sports Medicine*, 52, 1170–1178.  
<https://doi.org/10.1136/bjsports-2018-099397>
- Dölken, M. (2015). Leitsymptome in der Orthopädie & Strukturelle Fehlstellungen. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Hrsg.) *Physiotherapie in der Orthopädie*. (S. 11-132 und S. 297-359). Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- FOMT (Fortbildungen für orthopädische Medizin und manuelle Therapie). (2019). TAS – Tegner activity scale – Validierte deutsche Version. Heruntergeladen von <https://www.fomt.info/Frageboegen/TAS-Tegner-activity-scale-deutsche-Version.pdf> am 06.03.2019.
- Glenn, T. M., Heiss, D. G., Holtgreffe, K., Settles Huges, B., Kloos, A. D. & Schrepfer, R. (2010). Sprunggelenk und Fuss. In C. Kisner & L.A. Colby (Hrsg.) *Grundlagen der Physiotherapie: vom Griff zur Behandlung*. (S. 813-850) Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Gokeler, A., Zantop, T. & Jöllenbeck, T. (2010). Vorderes Kreuzband. *GOTS (Gesellschaft für orthopädisch-traumatologische Sportmedizin)*, 3–14.
- Götz-Neumann, K. (2016). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie*. Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
- Hamill, J. & Gruber, A. H. (2017). Is changing footstrike pattern beneficial to runners? *Journal of Sport and Health Science*, 6, 146–153.  
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2017.02.004>
- Hannon, P. R., Rasmussen, S. A. & Derosa, C. P. (1985). Electromyographic patterns during level and inclined treadmill running and their relationship to step cycle measures. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 56, 334–338.  
<https://doi.org/10.1080/02701367.1985.10605337>
- Ho, K.-Y., Blanchette, M. G. & Powers, C. M. (2012). The influence of heel height on patellofemoral joint kinetics during walking. *Gait & Posture*, 36(2), 271–275.  
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.008>

- Huber, M. (2018). Skript: *Varianzanalytische Modelle*. Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW), Winterthur.
- Husa, J., Isenegger, U., Ukelo, T., Stacoff, A. & Stüssi, E. (2008). Gemeinsamkeiten und geschlechtsspezifische Unterschiede in der Kinematik zwischen Sportlern mit und ohne Patellofemorales Schmerzsyndrom (PFSS). *Schweizerische Zeitschrift für „Sportmedizin und Sporttraumatologie“*, 56, 50–55.
- Jablonski, N. G. & Chaplin, G. (1993). Origin of habitual terrestrial bipedalism in the ancestor of the Hominidae. *Journal of Human Evolution*, 24, 259–280.  
<https://doi.org/10.1006/jhev.1993.1021>
- Jäger, P. (2015). *Messmittelmanagement und Kalibrierung: ein Leitfaden zum Aufbau und Betrieb einer effektiven Überwachung von Mess- und Prüfgeräten: Ratgeber für die Vorbereitung und Einplanung von Kalibrierungen*. Nordstedt: BoD - Books on Demand.
- Joachim Rist, H., Kälin, X. & Weisskopf, L. (2007). Vermehrte Inzidenz von Plantarfasziosen bei Vorfussläufern. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, 23, 57–62. <https://doi.org/10.1016/j.or-thtr.2007.01.002>
- Klein, D., Laube, W., Schomacher, J. & Voelker, B. (2011). Physiologie, Leistungsphysiologie und Pathophysiologie. In A. Hüter-Becker & M. Dölken (Hrsg.) *Biomechanik, Bewegungslehre, Leistungsphysiologie, Trainingslehre: 24 Tabellen*. (S. 129-300). Stuttgart: Thieme.
- Klein, P. & Sommerfeld, P. (2012). *Biomechanik der menschlichen Gelenke: Grundlagen, Becken, untere Extremität*. München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Knorz, S., Kluge, F., Gelse, K., Schulz-Drost, S., Hotfiel, T., ... & Krinner, S. (2017). Three-dimensional biomechanical analysis of rearfoot and forefoot running. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5, 1-10.  
<https://doi.org/10.1177/2325967117719065>
- Krahl, A. (2018). Skript: *Studiendesigns*. Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW), Winterthur.
- Krahl, A. & Kalt, K. (2018). Skript: *Gütekriterien qualitativer und quantitativer Studien*. Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW), Winterthur.

- Kulmala, J.-P., Avela, J., Pasanen, K. & Parkkari, J. (2013). Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45, 2306-2313.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829efcf7>
- Küspert, K. (2000). *Kräfte im Kniegelenk bei Normal- und Fehlstellungen der Beine und Simulation chirurgischer Eingriffe*. Marburg: Tectum-Verlag.
- Lankhorst, N. E., Bierma-Zeinstra, S. M. A. & Van Middelkoop, M. (2012). Risk factors for patellofemoral pain syndrome: A systematic review. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 42, 81-94.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3803>
- Larsen, C. & Altmann, J. (2012). Der Laufstil unter der Lupe. *FITforLIFE*, 9–12.
- Larsen, C. & Hende, P. (2014). *Füße in guten Händen: Spiraldynamik - programmierte Therapie für konkrete Resultate*. Stuttgart: Thieme.
- List, R., Unternährer, S., Ukelo, T., Wolf, P. & Stacoff, A. (2008). Erfassen der Vor- und Rückfussbewegungen im Gehen und Laufen. *Schweizerische Zeitschrift für „Sportmedizin und Sporttraumatologie“*, 56, 43–49.  
<https://doi.org/10.5167/uzh-9684>
- LoBiondo-Wood, G., Haber, J., Meininger, J. C., Mishel, M. H., Naylor, M., ... & Titler, M. (2005) Alle Kapitel. In LoBiondo-Wood, G. & Haber, J. (Hrsg.) *Pflegeforschung: Methoden, Bewertung, Anwendung*. München: Elsevier, Urban & Fischer.
- Madany, M. (2013). *Das Patellofemorale Schmerzsyndrom: Eigenständiges Krankheitsbild oder Sammeldiagnose. Existiert externe Evidenz für die Wirksamkeit der Physiotherapie?* Saarbrücken: AV Akademikerverlag.
- Mangold, S. (2011). *Evidenzbasiertes Arbeiten in der Physio- und Ergotherapie: reflektiert - systematisch - wissenschaftlich fundiert*. Berlin: Springer Medizin.
- Mann, R. A., Moran, G. T. & Dougherty, S. E. (1986). Comparative electromyography of the lower extremity in jogging, running, and sprinting. *The American Journal of Sports Medicine*, 14, 501–510.  
<https://doi.org/10.1177/036354658601400614>
- Marquardt, M. (2017). *Natural running: schneller, leichter, schmerzfrei*. Hamburg: spomedis.

- Marquardt, M., Ansah, P., Dierkes, M., Harrer, F., Rockenfeller, B., ... & Wegner, U. (2012). Alle Kapitel. In Marquardt, M. (Hrsg.) *Laufen und Laufanalyse*. (S. 13-264). Stuttgart New York: Thieme.
- Neumann, G. & Hottenrott, K. (2016). *Das grosse Buch vom Laufen*. Aachen: Meyer & Meyer Verlag.
- Nilsson, J., Thorstensson, A. & Halbertsma, J. (1985). Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiologica Scandinavica*, 123, 457–475.  
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1985.tb07612.x>
- Noehren, B., Manal, K. & Davis, I. (2010). Improving between-day kinematic reliability using a marker placement device. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 28, 1405–1410.  
<https://doi.org/10.1002/jor.21172>
- Noehren, B., Pohl, M. B., Sanchez, Z., Cunningham, T. & Lattermann, C. (2012). Proximal and distal kinematics in female runners with patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 27, 366-371.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.10.005>.
- Ostermeier, S. & Becher, C. (2011). *Vorderes Knieschmerzsyndrom: patellofemorale Schmerz - patellare Instabilität*. Köln: Deutscher Ärzteverlag.
- Portney, L. G. & Watkins, M. P. (2015). *Foundations of clinical research: applications to practice*. Pearson/Prentice: New Jersey.
- Powers, C. M., Chen, P.-Y., Reischl, S. F. & Perry, J. (2002). Comparison of foot pronation and lower extremity rotation in persons with and without patellofemoral pain. *Foot & Ankle International*, 23, 634–640.  
<https://doi.org/10.1177/107110070202300709>
- Reuter, I. (2005). Ausdauersportarten. In J. Grifka, M. Engelhardt, M. Krüger-Franke, H.-G. Pieper & C. H. Siebert (Hrsg.) *Sportverletzungen – Sportschäden*. (S. 105-113). Stuttgart New York: Thieme.
- Ris, I. & Preusse-Bleuler, B. (2015). Skript: *Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal eines Forschungsartikels*. Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW), Winterthur.

- Rist, H. J., Kälin, X. & Weisskopf, L. (2007). Vermehrte Inzidenz von Plantarfasziosen bei Vorfußläufern. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie - Sports Orthopaedics and Traumatology*, 23, 57–62.  
<https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2007.01.002>
- Roper, J. L., Harding, E. M., Doerfler, D., Dexter, J. G., Kravitz, L., ... & Mermier, C. (2016). The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial. *Clinical Biomechanics*, 35, 14–22.  
<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.03.010>
- Seifert, S. (2015). *Kinesiologisches Taping in Osteopathie und manueller Therapie*. Stuttgart: Karl F. Haug Verlag.
- Seitlinger, G., Beitzel, K., Scheurecker, G., Imhoff, A. & Hofmann, S. (2011). Das schmerzhafte Patellofemoralgelenk: Biomechanik, Diagnostik und Therapie. *Der Orthopäde*, 40, 353–370. <https://doi.org/10.1007/s00132-011-1752-3>
- Self, B. P. & Paine, D. (2001). Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 1338–1344.
- Slocum, D. B. & James, S. L. (1968). Biomechanics of running. *Journal of the American Medical Association (JAMA)*, 205, 721–728.  
<https://doi.org/10.1001/jama.1968.03140370023006>
- Souza, R. B. & Powers, C. M. (2009). Predictors of hip internal rotation during running: an evaluation of hip strength and femoral structure in women with and without patellofemoral pain. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 579–587. <https://doi.org/10.1177/0363546508326711>
- Statista. (2018). USA: Gesamtbevölkerung von 2008 bis 2018. Heruntergeladen von <https://de.statista.com/statistik/daten/studie/19320/umfrage/gesamtbevoelkerung-der-usa/> am 09.11.2018.
- Suppé, B. (2013). Schrittlänge. In Suppé, B. & Bongartz, M. (Hrsg.) *FBL Klein-Vogelbach Functional Kinetics praktisch angewandt: Gehen - Analyse und Intervention*. Heidelberg: SpringerMedizin.
- Suppé, B., Grillo, T. & Spirgi-Gantert, I. (2014). *FBL Klein-Vogelbach functional kinetics: die Grundlagen: Bewegungsanalyse, Untersuchung, Behandlung*. Berlin Heidelberg: Springer.

- Tschopp, M. & Brunner, F. (2017). Erkrankungen und Überlastungsschäden an der unteren Extremität bei Langstreckenläufern. *Zeitschrift für Rheumatologie*, 76, 443–450. <https://doi.org/10.1007/s00393-017-0276-6>
- Vannatta, C. N. & Kernozek, T. W. (2015). Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 47, 1001-1008. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000503>
- Vogt, L. (2004). Bewegungsanalytische Verfahren. In Banzer, W., Pfeifer, K. & Vogt, L. (Hrsg.). *Funktionsdiagnostik des Bewegungssystems in der Sportmedizin*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg (S. 122-145).
- Vora, M., Curry, E., Chipman, A., Matzkin, E. & Li, X. (2018). Patellofemoral pain syndrome in female athletes: A review of diagnoses, etiology and treatment options. *Orthopedic Reviews*, 9, 98-104. <https://doi.org/10.4081/or.2017.7281>
- Wagner, D. (2017). Patellofemorales Schmerzsyndrom. *Deutscher Ärzteverlag*, 6, 301–305. <https://doi.org/10.3238/oup.2017.0301-0305>
- Williams, D. S., McClay, I. S. & Manal, K. T. (2000). Lower Extremity Mechanics in Runners with a Converted Forefoot Strike Pattern. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 210–218. <https://doi.org/10.1123/jab.16.2.210>
- Willson, J. D. & Davis, I. S. (2008). Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23, 203–211. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2007.08.025>
- Willson, J. D., Sharpee, R., Meardon, S. A. & Kernozek, T. W. (2014). Effects of step length on patellofemoral joint stress in female runners with and without patellofemoral pain. *Clinical Biomechanics*, 29, 243–247. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.12.016>
- De With, E. (2015). Skript: *Kurzbeschreibung wichtiger statistischer Konzepte und Berechnungsformeln*. Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften (ZHAW), Winterthur.

## Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Evolution des aufrechten Ganges.....	4
Abbildung 2: Sechs-Phasen-Modell nach Mann et al. ....	7
Abbildung 3: Vier-Punkt-Modell nach Marquardt .....	7
Abbildung 4: Kraftereinwirkung auf das Kniegelenk.....	9
Abbildung 5: Grafische Darstellung der Bodenreaktionskräfte .....	11
Abbildung 6: Bodenreaktionskräfte in der Stützphase .....	12
Abbildung 7: Feiss-Linie .....	17
Abbildung 8: Q-Winkel.....	18
Abbildung 9: Patella-Tilt durch Lateralisierung .....	20
Abbildung 10: Kinesio-Tape zur Zentrierung der Patella .....	21
Abbildung 11: Evidenztabelle von Mangold (2011).....	53

## Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gehen und Laufen im Vergleich .....	6
Tabelle 2: Suchergebnisse der Datenbanken.....	23
Tabelle 3: Verwendete Ein- und Ausschlusskriterien zur Studiensuche .....	24
Tabelle 4: Selektionsprozess der Studien .....	25
Tabelle 5: Hauptstudien.....	26
Tabelle 6: Zusammenfassung der Studie von Roper et al (2016).....	27
Tabelle 7: Würdigung der Studie von Roper et al (2016).....	30
Tabelle 8: Zusammenfassung der Studie von Vannatta und Kernozek (2014).....	33
Tabelle 9: Würdigung der Studie von Vannatta und Kernozek (2015).....	36
Tabelle 10: Zusammenfassung der Studie von Kulmala et al. (2013) .....	38
Tabelle 11: Würdigung der Studie von Kulmala et al. (2013).....	42
Tabelle 12: Zusammenfassung der Studie von Noehren et al. (2012).....	44
Tabelle 13: Würdigung der Studie von Noehren et al. (2012).....	47

## Abkürzungsverzeichnis

AICA	Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal
BRK	Bodenreaktionskraft
IC	Initial Contact
IG	Interventionsgruppe
KG	Kontrollgruppe
KMP	Kraftmessplatte
LR	Loading Response
PFG	Patellofemoral Gelenk
PFS	Patellofemoraler Schmerz
PFSS	Patellofemorales Schmerzsyndrom
PFSS	Patellofemoral pain syndrome
ROM	Range-of-motion
UEx	Untere Extremität(en)
VAS	Visual Analog Scale
VMO	Vastus medialis obliquus
VL	Vastus lateralis
ZHAW	Zürcher Hochschule für Angewandte Wissenschaften



## **Deklaration der Wortzahl**

Die vorliegende Arbeit – exklusive Abstract, Tabellen, Abbildungen, Literaturverzeichnis, Danksagung, Eigenständigkeitserklärung und Anhänge – umfasst 10'732 Wörter.

## **Danksagung**

Wir möchten an dieser Stelle besonders Frau Susann Bechter, welche diese Bachelorarbeit als Betreuungsperson begleitete, für die konstruktive Kritik und fachspezifischen Anregungen danken. Des Weiteren bedanken wir uns bei der diplomierten Physiotherapeutin Frau Ariane Schwank für das inhaltliche und bei der diplomierten Übersetzerin Frau Regula Tsolekas für das grammatikalische Korrekturlesen.

## **Eigenständigkeitserklärung**

«Wir erklären hiermit, dass wir die vorliegende Arbeit selbständig, ohne Mithilfe Dritter und unter Benutzung der angegebenen Quellen verfasst haben.»

Winterthur, 18. April 2019



Marion Tsolekas



Michaela Hagen

# Anhang: AICA-Tabellen

## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial

### Zusammenfassung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p><b>Zweck:</b> Ziel dieser Studie ist, herauszufinden, ob Läuferinnen und Läufer mit patellofemorale Schmerzen (PFS) von einer Gangumstellung von Rearfoot-running (RFR) auf Forefoot-running (FFR) profitieren, da aufgrund der Gangumstellung die patellofemorale Gelenkbelastung (PFS) und die patellofemorale Anpresskraft (PFCF) reduziert werden sollen. Zudem wird untersucht, ob die Umstellung auf FFR beim Follow-up-Test vermehrte Schmerzen/ Verletzungen des Knöchels auslösen könnte.</p> <p><b>Hypothese:</b> Die Intervention Gangumstellung von RFR zu FFR führt zu - weniger patellofemorale Gelenkbelastung, - weniger Anpressdruck des PFG.</p> <p><b>Theoretischer Bezugsrahmen:</b> Bereits bestehende Literatur legte dar, dass bei Rückfussläufern und Rückfussläuferinnen 2.7x häufiger Knieschmerzen vorkommen als bei Vorfussläufern und Vorfussläuferinnen. Anderen Quellen zufolge soll aber beim Wechsel auf das Vorfussläufen die Belastung auf die</p>	<p><b>Design:</b> Randomisierte Studie mit Gruppenvergleich (Interventionsgruppe IG und Kontrollgruppe KG)</p> <p><b>Stichprobe:</b> Gelegenheitsstichprobe</p> <p>Um die Stichprobengröße zu bestimmen, wurde das Computerprogramm G*POWER 3.1 (Universität Kiel, Germany) verwendet. Randomisierung ob IG oder KG → Randomisierung bzgl. Verteilung des Geschlechtes Mann/ Frau → stratifizierte Randomisierung = schichtweise Zuteilung mit dem Ziel, dass die Geschlechter so regelmässig wie möglich verteilt werden. Die Probandinnen und Probanden wussten, zu welcher Gruppe sie gehören (IG oder KG).</p> <p><u>IG:</u> 8 Personen (5 Frauen, 3 Männer) <u>KG:</u> 8 Personen (6 Frauen, 2 Männer) <u>Einschlusskriterien:</u> Personen mit den typischen Knieschmerzen (patellofemorale Umgebung) während/ nach dem Laufen, mind. 3/10 VAS und max. 7/10 VAS, Knieschmerzen bei bestimmten Aktivitäten (Durchführen von Squats, Knien, Aufstehen und Absitzen von einem Stuhl, längeres Sitzen) <u>Ausschlusskriterien:</u> Personen mit: ligamentärer Instabilität, Patellarsehnenentzündung, signifikantem Kniegelenkserguss, Knieoperationen auf der vom PFSS betroffenen Seite, traumatische Patella-Luxationen; auch schwangere Frauen; auch bei neurologischen Erkrankungen welche den Gang beeinflussen. Alle Teilnehmenden durchliefen eine körperliche Untersuchung, welche durch einen lizenzierten Physiotherapeuten durchgeführt wurden, um die Ein- und Ausschlusskriterien zu prüfen. <u>Beschreibung der Stichprobe:</u> Die Teilnehmenden werden bezüglich Alter, Grösse, Gewicht, wöchentlicher Laufstrecke und Laufgeschwindigkeit verglichen. Es gibt keine signifikanten Unterschiede zwischen den Teilnehmenden.</p> <p><b>Datenerhebung:</b> <u>Running trial:</u> Laufen auf dem Laufband (10 Min. aufwärmen, 30 Min. laufen) mit gleichbleibender, selbst bestimmter Geschwindigkeit, dann Applikation der Marker, dann Laufen über Kraftmessplatten (KMP) → Laufstrecke von 15m (50 ft) mit 3 KMP → mind. 1 KMP musste mit dem betroffenen Bein getroffen werden → Durchführung mit gleicher Geschwindigkeit wie auf dem Laufband → Kontrolle mit einem Metronom. Daten von 10 erfolgreichen Überquerungen der KMP wurden</p>	<p><b>Ergebnisse:</b> Die Ergebnisse werden in Bezug auf die Variablen des ersten und zweiten Outcomes aufgelistet.</p> <p><u>Primärer Outcome:</u> IG: Signifikante Abnahme des Schmerzes (Baseline VAS 5.3 zu 1.0 post-retraining zu 1.0 one-month-follow-up) KG: keine signifikante Veränderung verglichen mit der Baseline (Baseline VAS 4.3 zu 2.9 post-retraining zu 3.9 one-month-follow-up)</p> <p><u>Sekundärer Outcome:</u> <u>KG-Flex beim IC:</u> Signifikante Vergrößerung der KG-Flex in der IG, keine signifikanten Veränderungen bei der KG. <u>KG-ABD beim IC:</u> Signifikante Reduktion der KG-ABD (=knee valgus angle) in der IG, keine signifikanten Veränderungen bei der KG. <u>Ankle flexion beim IC:</u> Signifikante Veränderung des OSG-Winkels in der IG, keine signifikante Veränderung bei der KG. <u>Ankle ROM während LR:</u> Signifikante Veränderung des OSG-ROM in der IG, keine signifikanten Veränderungen bei der KG. <u>PFCF/ PFS:</u> Signifikante Reduktion in der IG, keine signifikanten Veränderungen bei der KG. <u>ATF:</u> keine signifikanten</p>	<p><b>Interpretation der Ergebnisse:</b> Die Forschenden interpretieren die Ergebnisse wie folgt: Es zeigt sich eine Schmerzreduktion in der IG durch verschiedene, signifikante Veränderungen der gemessenen Variablen. Die wichtigste gemessene Variable scheint die KG-ABD zu sein, da sie vermutlich den PFS und die PFCF verringert. Die grössere KG-Flex lässt sich vermutlich auf die kürzere Schrittlänge zurückführen, was wiederum bewirken könnte, dass aufgrund der verminderten KG-Ext der erste Bodenkontakt besser abgedämpft wird und weniger Belastung auf das KG entsteht. Die Veränderungen in Beug auf die PF/DE des OSG werden ebenfalls erläutert, aber es wird nicht begründet, inwiefern es einen Einfluss auf eine andere Variable (Schmerzen, PFCF, PFS, ATF) hat. Das vergrösserte ROM des OSG vom IC bis zum LR wird ebenfalls erläutert (war zum ersten Mal in einer Studie signifikant), aber wiederum wird kein Bezug auf eine andere Variable gemacht. Die Veränderungen der PFCS und des PFS werden nochmals erwähnt und nochmals in Zusammenhang mit der Veränderung der KG-ABD gebracht. Die verstärkte ATF konnte in dieser Studie nicht belegt werden, doch die Messungen hatten die Tendenz zur Signifikanz. Deshalb ziehen die Autorinnen und Autoren den Vergleich zu anderen Forschungsarbeiten, die belegten, dass es zu signifikant erhöhten Zugkräften auf die AS beim Wechsel auf das FFR kommt. Die aufgetretenen Fussgelenksbeschwerden</p>

<p>Achillessehne erhöht werden, was wiederum zu einem größeren Risiko an Knöchelverletzungen führen kann.</p> <p><b>Forschungsbedarf:</b> Der Forschungsbedarf wird mit dem Mangel an Studien, welche eine Gangumstellung mit Fokus auf das Kniegelenk untersuchten, begründet. Bis anhin standen bei den Studien das Hüftgelenk oder die Glutealmuskulatur im Fokus der Untersuchungen.</p>	<p>gesammelt, wobei ein Maximum von 15 Durchläufen festgelegt wurde, um Ermüdungserscheinungen zu vermeiden. Alle Probandinnen und Probanden erhielten vor dem Running trial neue Laufschuhe, orthopädische Geräte wie z.B. Einlagen waren nicht erlaubt. <u>Primärer Outcome:</u> Knieschmerzen während und nach dem Laufen <u>Sekundärer Outcome:</u> KG-ABD beim IC, KG-Flex beim IC, KG-Flex ROM in der SE während der LR, OSG PF/DE beim IC, OSG PF/DE ROM in der SE während der LR (KG und OSG ROM = vom IC bis zur LR gemessen)</p> <p>Patellofemorale Anpressdruck → PFCP (Patellofemoral contact forces)/ patellofemorale Belastung → PFS (Patellofemoral stress), Zug auf die Achillessehne → ATF (Achillestendon forces), alle 3 Variablen wurden am Ende der LR gemessen.</p> <p><b>Intervention:</b> <u>Training session IG:</u> 8 Trainings (während 2 Wochen) auf dem Laufband (15 Min. aufwärmen, 15 Min. laufen → Figur 3 zeigt, dass die «Run Time» bei 15 Min. startete, deshalb lässt sich anhand dessen darauf spekulieren, dass die ersten 15 Min. Aufwärmen waren → steht aber nirgends klar im Text) Die Teilnehmenden erhielten Feedback in Bezug auf den modifizierten Laufstil über Spiegel und über Trainer. Am Ende jeder Trainingseinheit: Erfassen des Schmerzes, die Anstrengung und Bewertung der «Natürlichkeit des Laufstils» via VAS. <u>Training session KG:</u> 8 Trainings dito, Feedback über Spiegel dito aber Feedback über Trainer im Sinne von: «mach weiter so!» (um eine Modifizierung des Laufstils zu verhindern). Am Ende jeder Trainingseinheit: dito. <u>Follow-up IG/ KG:</u> Nach 2 Wochen Training: Fortfahren des gewohnten Trainings (IG: mit modifiziertem Laufstil, KG: mit gewohntem Laufstil) für 4 Wochen.</p> <p><b>Messverfahren:</b> <u>Tests:</u> Pre-Testing, Post-Testing, One-Month-Follow-up-Testing (immer mit gleicher Geschwindigkeit) <u>Messinstrumente:</u> VAS (für 3 versch. Variablen), Kraftmessplatte (KMP), 16 Marker (aufgeklebt nach Plug-in gait model)</p> <p><b>Analyseverfahren oder Datenanalyse:</b> Für alle unter «sekundärer Outcome» aufgezählten Variablen wurde eine <b>mixed-ANOVA</b> verwendet (group x time). Für den «primären Outcome» wurde vermutlich ebenfalls eine <b>mixed-ANOVA</b> verwendet, doch ein Hinweis darauf lässt sich erst den Resultaten entnehmen. Der <b>Tukey-Test</b> wurde als <i>post hoc</i>-Test verwendet, um Unterschiede zwischen Pre-, Post- und Follow-up-Testing festzustellen.</p> <p><b>Ethik:</b> Alle 16 Personen haben vor der Teilnahme eine schriftliche Einwilligung unterzeichnet. Das Studienprotokoll wurde durch das «Institutional Review Board of the University of New Mexico» genehmigt und die Studie wurde im «US National Institutes of Health» registriert.</p>	<p>Veränderungen in der IG, aber die Tendenz zur Signifikanz. Keine signifikanten Veränderungen bei der KG.</p> <p><u>Unerwünschte Ereignisse:</u> Keine signifikanten unerwünschten Ereignisse, aber Patientinnen und Patienten der IG berichteten über Muskelkater in der Wade während der Retrainingphase, welche nach dem 6. Trainings nachliessen. 2 Patienten der IG (25%) berichteten beim one-month-follow-up von Schmerzen im Fussgelenk nach ca. 6.5km Laufen durch die Aufnahme des modifizierten Laufstils. Aufgrund der Schmerzen musste das Lauftraining allerdings nicht abgebrochen werden und die Schmerzen klangen nach dem Training sofort ab.</p>	<p>werden in einen Zusammenhang mit den nicht signifikant-erhöhten Kräften auf die Achillessehnen gebracht (ATF). Ergebnisse und Interpretationen werden mehrheitlich mit anderen Forschungsarbeiten verglichen.</p> <p><b>Limitationen:</b> Nur 1 Follow-up 1 Monat nach letzter Messung, mehr Frauen als Männer (geschlechtsspezifische Einflussfaktoren wie Verhältnis zwischen Quadrizeps/ Hamstrings oder Q-Winkel), unnatürliches Laufmuster da die Teilnehmenden die KMP treffen mussten, Type 1 error rate (= Fehler 1. Art, Alpha-Fehler), die Schrittlänge und -frequenz konnte nicht angepasst werden da die Teilnehmenden die Geschwindigkeit beibehalten mussten und dies mit einem Metronom kontrolliert wurde.</p> <p><b>Schlussfolgerungen:</b> Die Umstellung von RFR zu FFR führt zu einer signifikanten Steigerung der KG-Flex, KG-ABD, OSG PF (alles beim IC) und zu einem signifikant vergrössertem ROM des Fussgelenkes während der LR. Zudem: signifikante Reduktion der KG-Schmerzen. Beachten: Umstellung kann zu einem erhöhten Risiko von Fussgelenksverletzungen führen. Die Autorinnen und Autoren empfehlen, weitere Untersuchungen (Wechsel vom RFR zu FFR) durchzuführen und den Schwerpunkt auf das Fussgelenk zu setzen.</p>
--	---	---	--

## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial

### Würdigung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p>Die Studie beantwortet eine wichtige Frage der physiotherapeutischen Berufspraxis, da das PFSS eine hohe Inzidenz aufweist. Bis anhin durchgeführte Studien über das PFSS untersuchten entweder andere Interventionen oder setzten in Bezug auf die Gangumstellungen einen anderen Schwerpunkt als die oben zusammengefasste Studie.</p> <p>Für die Beantwortung der Fragestellung dieser Bachelorarbeit (BA) eignet sich diese Studie, da sie untersucht, was bei Läuferinnen und Läufern mit PFS eine Gangumstellung von RFR zu FFR bewirkt.</p> <p>Es wird gut in den Themenkomplex eingeführt und die Autorinnen und Autoren der Studie lassen umfassende Literatur in den Einleitungstext miteinfließen. Der Forschungsbedarf wird gut begründet.</p> <p>Obwohl am Schluss zwei Forschungsfragen verständlich formuliert werden, bleibt unklar, welche Variablen gemessen werden sollen. Bis zu diesem Abschnitt werden nicht alle Variablen genannt, erklärt und begründet und es bleibt auch weitgehend der Zusammenhang der Variablen unerwähnt.</p>	<p><b>Design:</b> Randomisierte Studie mit Gruppenvergleich (Interventionsgruppe IG und Kontrollgruppe KG) Die Verbindung zwischen der Forschungsfrage und dem gewählten Design ist logisch und nachvollziehbar.</p> <p><b>Stichprobe:</b> Aufgrund der Gelegenheitsstichprobe ist die Repräsentativität nur teilweise erreicht. Die Stichprobe ist aber teilweise repräsentativ für die Population, da alle für die Aussage wichtigen Aspekte/ Merkmale in denselben Proportionen wie in der Population vertreten sind (Auftreten des PFSS Frauen: Männer im Verhältnis 2:1). Deshalb ist es in Ordnung, dass mehr Frauen an der Studie teilnahmen als Männer (11:5). Das Verhältnis (11:5) entspricht dem, was auch in der Population ungefähr in diesen Proportionen vertreten ist.</p> <p>Die Stichprobe fällt eher klein aus. Die Ergebnisse beziehen sich auf Freizeitläuferinnen und -läufer. Ein Übertrag auf Läuferinnen und Läufer auf höherem Niveau sollte mit Vorsicht genossen werden, da diese andere physische Voraussetzungen mit sich bringen.</p> <p>Der Stichprobenumfang wurde mit einer Poweranalyse über das Computerprogramm G*POWER 3.1 (Computerprogramm zur Durchführung von statistischen Tests) ermittelt. Der errechnete Stichprobenumfang betrug eine Mindestteilnehmerzahl von 16. Zu Beginn nahmen 21 Leute an der Studie teil. Die Drop-outs werden erst im Resultatenteil angegeben und begründet. 5 Teilnehmende wurden aufgrund der genannten Ausschlusskriterien vor Beginn der Pretraining-Untersuchung ausgeschlossen, weshalb dies die Ergebnisse nicht beeinflussen sollte.</p> <p>Die Vergleichsgruppen wurden randomisiert erstellt, wobei aufgrund des Geschlechtes noch eine stratifizierte Randomisierung (schichtweise Zuteilung) vorgenommen wurde, damit die Anzahl Frauen/ Männer soweit als möglich gleich verteilt sind. In Tabelle 1 werden Alter, Grösse, Gewicht, Laufstrecke pro Woche und Laufgeschwindigkeit aufgelistet. Es zeigen sich keine signifikanten Unterschiede zwischen der IG und KG (<math>p &gt; 0.05</math>).</p> <p><b>Datenerhebung:</b> Die Datenerhebung wurde der Fragestellung entsprechend passend gewählt. Für das Erfassen der genannten Variablen scheint die Drei-Dimensionale-Bewegungsanalyse mit den dazugehörigen Messinstrumenten am sinnvollsten zu sein.</p>	<p><b>Ergebnisse:</b> Die Ergebnisse werden präzise dargestellt und mit der dazugehörenden Berechnungsformel ergänzt. Zudem wird für jede gemessene Variable der p-Wert angegeben, damit nachvollzogen werden kann, wie weit der p-Wert das gegebene Signifikanzniveau (<math>\alpha = 0.05</math>) untersteigt (nur in einem Fall ist der p-Wert drüber: ATF <math>P = 0.09</math>).</p> <p><b>Tabellen:</b> Die Tabellen sind präzise und vollständig und stellen eine wichtige Ergänzung zum Text dar. Da im gesamten Text von «dorsiflexion/ plantarflexion» und in der ergänzenden Figur (4) von «ankle flexion» geschrieben wird, bleibt vorerst unklar, was nun gemessen wurde (ob DE oder PF). In Tabelle 2 wird dann vom Plantarflexions-Drehmoment geschrieben, wodurch Klarheit entsteht. Eine Diskrepanz zeigt sich in Tabelle 2, da darin die ATF als Signifikanz beschrieben wird, im Text aber mehrfach erwähnt wird, diese sei nicht signifikant.</p> <p><b>Grafiken:</b> Figur 1 enthält ergänzende Informationen zum Text (was zusätzlich zu den Ein-/ Ausschlusskriterien gefragt/ getestet wurde). Die Figuren 2+3 sind eher fragliche Veranschaulichungen von Informationen, welche sich auch</p>	<p>Im Diskussionsteil wird die Fragestellung zu Beginn nochmals aufgegriffen, bevor alle Resultate diskutiert und mit anderen Studien, welche ähnliche Outcomes untersuchten, verglichen werden.</p> <p>Die Autorinnen und Autoren listen verschiedene Schwächen der Studie auf und begründen diese mehrheitlich sinnvoll. Die Wichtigkeit von mehreren Follow-up-Messungen könnte noch stärker betont und mit Studien belegt werden, die zeigen, dass es für eine erfolgreiche Gangumstellung bis zu 12 Monate braucht und deshalb die kinetischen und kinematischen Messungen auch zu späteren Zeitpunkten wichtig wären. Die Schreibenden bemängeln zudem, dass die Schrittlänge und -frequenz nicht angepasst werden konnte und deshalb ggf. die kinetischen Variablen beeinflusst wurden. Die Beeinflussung der kinematischen Variablen wird hierbei nicht in Betracht gezogen. Die Umsetzung der Intervention wird nur bedingt diskutiert (siehe Limitation bzgl. Schrittlänge/ -frequenz). Die gemessenen Variablen nach den 8 Trainingseinheiten werden nicht analysiert, da sie vermutlich nicht zur Fragestellung gehören. Allerdings wäre z.B. die Bewertung der Natürlichkeit des Laufstils interessant gewesen, um herauszufinden, ob die zwei Feedbackmöglichkeiten (über Spiegel und verbal über den Trainer) genügten, um sich einen neuen Laufstil anzueignen oder ob ggf. noch weitere Interventionen sinnvoll gewesen wären → neuromuskuläres Training, Patient education usw. → Input generieren für weitere Forschungsfragen. Auch das Analysieren der VAS-Angabe nach den Trainings hätte ggf. Aufschluss darüber gegeben, nach wie vielen Trainingseinheiten</p>

	<p>Die Methode der Datenerhebung war bei allen Teilnehmerinnen und Teilnehmern gleich. Da im Text nichts anderes erwähnt wird, kann man davon ausgehen, dass die Datensammlung von allen Probandinnen und Probanden komplett ist.</p> <p><b>Intervention:</b> Die beschriebene Intervention (Gangumstellung) liesse sich nur bedingt erneut durchführen, da die Beschreibungen teilweise etwas ungenau sind und einige Fragen offen bleiben. Mögliche Verzerrungen/ Einflüsse auf die Intervention → siehe Limitationen.</p> <p><b>Messverfahren:</b> Alle Messinstrumente werden im Methodenteil aufgeführt und ausführlich beschrieben. Die vollständige Beurteilung der Objektivität, Validität und Reliabilität lässt sich unter dem Abschnitt «Güte/ Evidenzlage» finden. Es wird nicht erwähnt, welche Personen des Forschungsteams die Messungen unmittelbar nach den Trainings und/oder die Messungen bei den Running trials durchführten. Die Personen, welche die Daten bei den Running trials erfassten, sollten nicht dieselben sein wie diejenigen, welche die IG und die KG für das Training jeweils beaufsichtigten und coachten.</p> <p>Die Vorgehensweise der Messungen mit der KMP und den Markers beruht auf bereits durchgeführten Forschungsarbeiten. Somit ist die Wahl dieser zwei Messinstrumente sinnvoll und wird im Methodenteil nachvollziehbar begründet. Positiv ist, dass die Probandinnen und Probanden für die Testung über eine Strecke von 15 Meter rennen mussten und die Testung nicht auf dem Laufband durchgeführt wurde, da ersteres viel natürlicher ist. Allerdings wurden die Laufenden nie gefragt, ob sie ihr Training üblicherweise auf dem Laufband oder im Freien durchführen, was wiederum bemängelt werden könnte.</p> <p><b>Analyseverfahren oder Datenanalyse:</b> Eine <b>mixed-ANOVA</b> wird angewendet, um die Unterschiede zwischen der KG und der IG für die Variablen der «sekundären Outcomes» zu messen. Eine mixed-ANOVA eignet sich deshalb, da die abhängigen Variablen ratioskaliert sind und die unabhängigen Variablen (Zeit/ Gruppe) nominalskaliert sind. Es wird nicht explizit erwähnt, wie die Variable Schmerz «primärer Outcome» gemessen wurde. Hier wäre die <b>mixed-AMOVNA</b> nicht geeignet, da die abhängige Variable Schmerz lediglich ordinalskaliert ist (müsste mind. intervallskaliert sein). Allerdings wird Schmerz in der Forschung gerne auf ein höheres Skalierungsniveau angehoben → Intervall (dann wiederum wäre eine mixed-ANOVA geeignet). Allerdings wird das Skalenniveau in dieser Studie nicht angegeben.</p> <p>Zudem bleibt unklar, inwiefern die nach den 8 Trainings jeweils erhobenen Daten verwendet wurden. Die Frage nach der Bewertung der «Natürlichkeit des Laufstils» beispielsweise kommt nicht in der Forschungsfrage vor, eine Auswertung dessen wäre aber sicherlich interessant und aufschlussreich gewesen.</p> <p>Der <b>Tukey-Test</b> wurde verwendet, um Unterschiede zwischen Pre-, Post- und Follow-up Testing festzustellen. Da die einfaktorielle ANOVA lediglich eine Aussage darüber macht, dass es einen Unterschied zwischen den Gruppen gab aber</p>	<p>sehr gut dem Text entnehmen lassen. Die Figuren 4+5 sind hilfreiche Grafiken zur Veranschaulichung der wichtigsten, gemessenen Variablen.</p>	<p>bereits eine Besserung der Schmerzsituation ersichtlich ist.</p> <p>Durch die insgesamt genaue Beschreibung ist es möglich, die Studie in einem vergleichbaren Setting zu wiederholen und einen anderen Schwerpunkt – wie durch die Autorinnen und Autoren vorgeschlagen – zu setzen.</p>
--	---	--	--

	<p>nicht wo, kann der Tukey-Test zur Beantwortung dieser Frage ergänzend durchgeführt werden. Der Tukey-Test ist ein <i>post hoc</i>-Test, der alle möglichen Gruppenkombinationen miteinander vergleicht.</p> <p>Die <b>Voraussetzungen</b> für die <b>mixed-ANOVA</b> und den <b>Tukey-Test</b> sind – soweit beurteilbar – erfüllt.</p> <p><b>Ethik:</b> Alle Teilnehmenden unterzeichneten eine Einwilligung und das Studienprotokoll wurde durch eine Ethikkommission bewilligt. Zusätzlich wurde das Studienprotokoll noch in einem nationalen Clinical Trials Portal registriert, was positiv ist, denn es verpflichtet Forschende dazu, Studienergebnisse in jedem Fall zu publizieren (auch wenn eine Studie beispielsweise keine signifikanten Ergebnisse liefert).</p>		
--	---	--	--

## Referenz: The effects of gait retraining in runners with patellofemoral pain: A randomized trial

### **Güte/ Evidenzlage:**

- Die **Objektivität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - **Standardisierung und Situationsunabhängigkeit:**
  - Durchführende Person/en:** Über die gesamte Studie hinweg bleibt unklar, welche und wie viele Forschende jeweils die Datenerhebung, die Intervention und die Datenanalyse durchgeführt haben.
  - Durchführungsort und Zeit:** Über den Durchführungsort der Studie wird nichts berichtet. Es lässt sich nur spekulieren, dass es ggf. in einem Labor der Universität durchgeführt wurde. Der Zeitraum der Datenerhebung wird genau beschrieben.
  - Soziale Interaktion:** Aufgrund des Feedbacks, welches der IG und der KG gegeben wurde, fanden soziale Interaktionen während der 8 Trainingseinheiten statt. Die Autorinnen und Autoren der Studie beschreiben allerdings, dass Feedback vor allem während den ersten 4 Trainingseinheiten kontinuierlich gegeben wurde und danach, für die letzten 4 Einheiten, schrittweise reduziert wurde. Die sog. «Feedback-time» lässt sich zusätzlich Figur 3 entnehmen.
  - **Quelle der Finanzierung:** Die Forschenden erhielten Subventionen von «The New Mexico Graduate Professional and Student Association» und von der «Research Allocation Committee at University of New Mexico».
  - **Beurteilung der Untersuchung auf Basis von Expertenmeinungen und Nachbefragungen:** keine Angaben.
  - **Vergleich der Ergebnisse an unterschiedlichen Orten und in unterschiedlichen Umgebungen:** keine Angaben. Eine Studienwiederholung in der gewohnten Umgebung der Individuen wäre sinnvoll, da man die Teilnehmenden nicht fragte, auf welchem Untergrund sie i.d.R. ihr Lauftraining absolvieren und es in dieser Studie nun auf hartem Untergrund stattfand. Jedoch liessen sich auf anderen Untergründen die Messungen mit der KMP nicht mehr durchführen. Der Untergrund (Strasse, Waldweg, Kunststoffbahn (Tartanbahn)) könnte die Ergebnisse allerdings beeinflussen.
  - **Gleichbehandlung der Gruppen:** Eine 100% Gleichbehandlung der Untersuchungsgruppe kann nur bei Verblindung von Teilnehmenden und Therapierenden gewährleistet werden. Ist dies nicht der Fall, gilt es zu versuchen, die Richtung und die Stärke eventueller Verzerrungen abzuschätzen. In diesem Fall wäre ggf. die Kritik an dem Feedback, welches den Probandinnen und Probanden gegeben wurde, gerechtfertigt. Das Feedback der IG entsprach einer Instruktion zum Erlernen eines neuen Laufstils. Dahingegen war das Feedback der KG eher motivierend, da man z.B. sagte «Weiter so!», um eine Modifizierung des Laufstils zu verhindern. Im Endergebnis war dies im Vergleich zur IG motivierendes Feedback und um etwas standardisieren zu können, sollte kein motivierendes Feedback gegeben werden. Positiv ist, dass alle Teilnehmenden vor den Trials neue Laufschuhe desselben Modells erhielten.
  - **Interpretation der Resultate:** wird in der Literatur begründet, ist nachvollziehbar und stimmig.
- Die **Reliabilität der Studie** ist gut.
  - **Grad an Nachvollziehbarkeit und Replizierbarkeit der Untersuchung:** Die durchgeführte Studie ist mehrheitlich nachvollziehbar und liesse sich mit einer ähnlichen Population erneut durchführen. Die Vorgehensweise, die Messinstrumente und die Auswertung der Daten werden genau beschrieben.
  - **Klare Beschreibung des methodischen Vorgehens:** In der Methodik wird nachvollziehbar aufgezeigt, mit welchen Messinstrumenten die Daten erhoben und mit welchen mathematischen Formeln und welchen statistischen Rechnungsprogrammen die Daten aufbereitet und folglich ausgewertet wurden. Für das Verständnis und die Beurteilung der mathematischen Formeln ist allerdings ein fundiertes Basiswissen in der Biomechanik und Physik Voraussetzung.
- Die **Validität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - **Angemessenheit des Forschungsdesigns:** Die Fragestellung und die gewählte Methode passen zum festgelegten Forschungsdesign der randomisierten Studie.
  - **Validität eines Forschungsdesigns:** Das Forschungsdesign befindet sich auf dem Level 2b der Evidenztafel und ist dementsprechend eher hoch.
- Die **interne Validität** ist teilweise gegeben.
  - **Inwieweit wird innerhalb der Untersuchung der Effekt einer Exposition (RFR und FFR) dargestellt/ gemessen?**
  - **Confounder:** In der Einleitung wird zwar erwähnt, dass es sich beim PFSS um ein multifaktorielles Krankheitsbild handelt, allerdings bleibt unklar, ob die Einflüsse (Risikofaktoren) bekannt sind und ggf. eliminiert werden konnten. Doch dies ist in der Gesundheitsforschung generell nur bis zu einem bestimmten Ausmass möglich.
  - **Selektionsbias:** Es werden zwar Gruppen gebildet, doch diese sollten gem. Angabe der Schreibenden keine signifikanten Unterschiede bzgl. den wichtigsten Merkmalen aufweisen.
  - **Performance Bias:** Die Teilnehmergruppen hatten die gleichen Rahmenbedingungen in Bezug auf die durchgeführte Intervention. Positiv ist, dass sowohl die IG wie auch die KG nebst den Trainingseinheiten kein zusätzliches Training durchführen durften. Damit wird sichergestellt, dass kein alternatives Lauftraining stattfand. Ergänzung: siehe «Gleichbehandlung der Gruppen» weiter oben.
  - **Detection bias:** keine Angaben
  - **Observer bias:** Da keine Verblindung stattfand, besteht grundsätzlich das Risiko eines Observer-Bias. Doch in diesem Setting können Erwartungen der Forschenden die Messergebnisse grundsätzlich nicht beeinflussen, da sämtliche Daten über die KMP/ Markers/ Drucksensoren gemessen werden.

- Die interne Validität wird durch den Gruppenvergleich erhöht. Die Gruppenzuteilung – IG oder KG – wird randomisiert durchgeführt, damit möglichst alle Einflussgrößen (Alter, Geschlecht, ...) kontrolliert werden können.
- Die **externe Validität** ist teilweise gegeben.
  - **Generalisierbarkeit der Ergebnisse:** Die Methodik wurde der Fragestellung entsprechend passend gewählt und es wurde das untersucht, was untersucht werden sollte. Zudem sind die gezogenen Schlüsse zulässig. Allerdings können die Ergebnisse nur mit Vorsicht verallgemeinert werden, da die Stichprobengröße eher klein ist. Da zudem Freizeitläuferinnen und Freizeitläufer untersucht wurden, lassen sich die Ergebnisse nicht auf Laufende auf höherem Niveau übertragen, da diese andere körperliche Voraussetzungen mit sich bringen und diese in der Studie nicht mitberücksichtigt werden. Da mehr Frauen als Männer in den Gruppen verteilt waren, kann nicht ausgeschlossen werden, dass gewisse Variablen durch die Unterschiede zwischen den Geschlechtern beeinflusst wurden wie z.B. Verhältnis Quadrizeps/ Hamstrings und Q-Winkel.
- Die **Objektivität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben.
  - **Durchführungsobjektivität:** Teilweise gegeben. Die aufgeklebten Marker können bei jeder neuen Datenerhebung trotz Vorgabe unterschiedlich angebracht werden (je nach Untersucher und Testperson), zudem können diese bei starkem Schwitzen verrutschen.
  - **Auswertungsobjektivität:** Dies kann zum einen durch genaue Auswertungsregeln und zum anderen durch die Bestimmung der Übereinstimmung von mehreren Testauswertern überprüft werden. Letzteres hat in dieser Studie nicht stattgefunden.
  - **Interpretationsobjektivität:** Soweit beurteilbar lässt diese Studie keine Interpretationen der Ergebnisse zu bzw. die Ergebnisinterpretationen sind unabhängig von den Personen, welche diese vornahmen.
- Die **Reliabilität der Messinstrumente** ist gut. Die verwendeten Messinstrumente werden zwar erwähnt, es wird aber nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser BA aber um modernes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, welche Laufanalysen durchführten, verwendet wurden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt.
  - **Retester-Reliabilität:** keine Angaben
- Die **Validität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben.
  - Die Messinstrumente messen das, was man messen will. Allerdings müssen die oben genannten Limitationen bei der Beurteilung der Validität mitberücksichtigt werden.

Die Studie befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 2b, da es sich um eine randomisierte Studie handelt. Wäre es eine kontrolliert-randomisierte Studie, würde das Level 1b erreicht werden.



## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern

### Zusammenfassung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p><b>Zweck:</b>  <b>Primäres</b> Ziel dieser Studie ist, herauszufinden, ob eine einfache Gangumstellung von RFR zu FFR die patellofemorale Gelenksbelastung verändert.</p> <p><b>Sekundäres</b> Ziel ist es, weitere Variablen, welche mit der patellofemorale Gelenksbelastung zusammenhängen, zu untersuchen.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Schrittlänge</li> <li>- Höchstwert der vertikalen Bodenreaktionskraft (VBRK)</li> <li>- Höchstwert der Quadrizeps-Kraft</li> <li>- KG-Flex-Winkel beim IC</li> <li>- Höchstwert der KG-Flex</li> </ul> <p>In einer <i>post hoc</i>-Analyse wurden zudem folgende Variablen untersucht:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Ø Hamstrings-Kraft</li> <li>- Ø Gastrocnemius-Kraft</li> <li>- Ø Soleus-Kraft</li> <li>- Position der unteren Extremitäten (UEX) beim IC (horizontale Distanz zw. dem Trochanter major- und dem Fersen-Marker)</li> </ul> <p><b>Hypothese:</b>                      Die Forschenden vermuten, dass unter der Voraussetzung des FFR die Werte folgender</p>	<p><b>Design:</b>                      Querschnittstudie                      Die Verbindung zwischen der Forschungsfrage und dem gewählten Design ist logisch und nachvollziehbar.</p> <p><b>Stichprobe:</b>                      Gelegenheitsstichprobe</p> <p>Die Mindestgrösse der Stichprobe wurde gestützt auf Berechnungen von Kulmala et al. bestimmt. Um die Stichprobengrösse zu bestimmen wurde ein <math>\beta</math>-Wert (0.2) und ein <math>\alpha</math>-Wert (=0.05) festgelegt. Eine Mindestteilnehmerinnen und -teilnehmerzahl von 14 wurde berechnet.</p> <p><b>Teilnehmende:</b> 17 gesunde Frauen zwischen 18-35 Jahren wurden rekrutiert. Alle 17 Probandinnen wurden eingeschlossen, doch nur die Daten von 16 Probandinnen wurden schliesslich ausgewertet.</p> <p><b>Einschlusskriterien:</b> Wöchentliche Laufstrecke von mind. 10 Meilen, ca. 16km (Eigenangabe), rückfusslaufend (Eigenangabe), ein Score von mind. 5 oder höher auf der Tegner activity scale*, keine unspezifischen Symptome des Knies welche patellofemorale Schmerzen ähnlich sind und einen negativen Einfluss auf das Lauftraining in den letzten 12 Monaten hatten</p> <p><b>Ausschlusskriterien:</b> Personen mit: kardiovaskulären Erkrankungen, Operationen an einer der UEx in den letzten 12 Monaten, Verletzungen/ Traumata an einem Knie in den letzten 6 Monaten; schwangere Frauen</p> <p><b>Beschreibung der Stichprobe:</b> Die Teilnehmenden werden bezüglich Alter, Grösse, Gewicht und wöchentlicher Laufstrecke verglichen. Es werden keine Angaben über signifikante Unterschiede innerhalb der Teilnehmenden gemacht.</p> <p><b>Datenerhebung:</b>  <b>Running-trial:</b> Beim Running trial fanden Messungen über KMP, Markers und Drucksensoren statt.</p> <p><b>Intervention:</b>  <b>Bedingungen:</b> Alle Teilnehmerinnen erhielten neue Schuhe desselben Modells. Der Range der Geschwindigkeit wurde vorab festgelegt (3.52-3.89 m*s-1) und während des Trials mithilfe eines «photoelectric timers» kontrolliert. Zudem wurde vorab das Mittelfusslaufen mit dem Vorfusslaufen zusammengefasst (anhand der Definition: beim IC muss der Erstkontakt im vorderen Drittel des Fusses sein).</p> <p><b>Durchführung:</b> Zwei <b>Laufbedingungen</b> wurden festgelegt: 1) das typische RFR, 2) ein angepasstes FFR nach Erhalt einfacher Instruktionen wie «berühre den Boden mit den Fussballen».</p>	<p><b>Ergebnisse:</b>                      Die univariaten Follow-up Tests kamen zu dem Ergebnis, dass sich ausser der Schrittlänge (<math>p=0.375</math>) und dem Höchstwert der KG-Flex (<math>p=0.238</math>) alle untersuchten Variablen veränderten.</p> <p><b>Primärer Outcome:</b>                      Die patellofemorale Gelenksbelastung ging beim FFR um 27% zurück. Bei der zeitlichen patellofemorale Gelenksbelastung gab es eine Reduktion von 12% bei den Vorfuss-Probelaufen.</p> <p><b>Sekundärer Outcome:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Schrittlänge: keine Unterschiede (es lässt sich nichts daraus schliessen, da es bei jedem Individuum unterschiedlich war, unter welcher Bedingung die Schrittlänge grösser bzw. kleiner wurde (siehe Figur 2))</li> <li>- Höchstwert der VBRK: Steigerung von 6.6%</li> <li>- Höchstwert der Quadrizeps-Kraft: Reduktion von 27%</li> <li>- KG-Flex-Winkel beim IC: erhöhter KG-Flex-Winkel beim IC (keine %-Angabe)</li> <li>- Höchstwert der KG-Flex: keine Unterschiede</li> <li>- Ausmass der KG-Flex: Reduktion (keine %-</li> </ul>	<p><b>Interpretation der Ergebnisse:</b>                      Die Hypothese in Bezug auf die reduzierte patellofemorale Gelenksbelastung ohne Veränderung der Schrittlänge bei FFR konnte belegt werden. Die Autoren der Studie erklären, weshalb trotz Zunahme der VBRK beim FFR die Gelenksbelastung abnahm. Eine Erklärung ist, dass die Neuigkeit des Laufstils die VBRK höher ausfallen lässt, denn es gibt Studien, die zeigen, dass es einen Unterschied der BRK zwischen neuen und habituellen Vorfusslaufenden gibt.</p> <p>Die Forschenden vermuten, dass die verminderte Gelenksbelastung aufgrund der verminderten Krafteinwirkung des Quadrizeps zustande gekommen ist. Die verminderte Krafteinwirkung des Quadrizeps wiederum, bei zunehmender BRK, ist möglich, da der Soleus dies kompensiert und mehr Kraft-Output generiert.</p> <p>Weiter wird erklärt, dass das KG weniger Stossdämpfung übernehmen muss, da die Plantarflexoren mehr Kraft generieren und somit das Fussgelenk einen grösseren Teil der Stossdämpfung übernehmen kann.</p> <p>Weiter werden die Veränderungen der KG-Flex diskutiert. Diese Veränderungen scheinen gemäss den Schreibenden keinen bedeutungsvollen Einfluss auf die reduzierte patellofemorale Gelenksbelastung zu haben. Obwohl gewisse Probandinnen beim FFR ihre Schrittlänge vergrösserten, führte dies zu einer verminderten Gelenksbelastung. Dies erklären die Autoren dadurch, dass die Position der UEx beim IC wichtiger scheinen als die Schrittlänge allein. Denn die UEx-Position hat einen Einfluss auf die Schlagdämpfung (Bestimmungsfaktoren für die Position der UEx sind die KG-Flex beim IC und der Laufstil).</p> <p>Alle Resultate des primären und sekundären</p>

<p>Variablen abnehmen: die patellofemorale Gelenksbelastung, der Höchstwert der vertikalen BRK und der Höchstwert der Quadrizeps-Kraft. Werte folgender Variablen nehmen gemäss Hypothese zu: KG-Flex-Winkel beim IC und Höchstwert der KG-Flex. Die Forschenden erwarten keine Veränderung in der Schrittlänge.</p> <p><b>Theoretischer Bezugsrahmen:</b> Die Epidemiologie wird anhand bestehender Literatur erläutert. Der <b>Einfluss</b> von veränderten Laufmechanismen (kürzere Schrittlänge, erhöhte Schrittfrequenz) auf den patellofemorale Schmerz (PFS), der <b>Zusammenhang</b> zwischen dem KG-Extensionsmoment und den patellofemorale Gelenkskräften und der <b>Zusammenhang</b> zwischen der BRK und den patellofemorale Gelenkskräften wird mit weiterer Literatur dargelegt.</p> <p><b>Forschungsbedarf:</b> Ob die verminderte patellofemorale Gelenksbelastung aufgrund eines Wechsels auf FFR auftritt, kann nicht belegt werden, da bis anhin keine Daten mit Fokus auf die patellofemorale Gelenksbelastung gesammelt wurden. Eine neuere Studie zeigt zwar, dass eine Gruppe mit FFR weniger patellofemorale Belastung aufweist, aber hierbei werden zwei Gruppen miteinander verglichen (FFR und RFR). Diese Studie will eine Forschungslücke füllen, indem sie untersucht, inwiefern sich die patellofemorale Gelenksbelastung vermindert, wenn innerhalb</p>	<p>Die Reihenfolge der Laufbedingungen wurde randomisiert und pro Bedingung wurden insgesamt 10 Probeläufe erfasst. Ob das RFR/FFR korrekt durchgeführt wurde, wurde zum einen mittels Beobachtungen und zum anderen mittels Drucksensoren in den Sohlen überprüft. Die Probandinnen legten eine Rennstrecke von 20 Metern zurück, wobei sie eine KMP treffen mussten. Wenn jmd. die KMP verfehlte oder das RFR/FFR nicht richtig umgesetzt wurde, wiederholte man den jeweiligen Probelauf. Am Schluss wurde die korrekte Durchführung der Laufbedingung (des Laufstils) noch zusätzlich über die erfassten Daten der KMP und der Drucksensoren überprüft.</p> <p><b>Messverfahren:</b> <b>Tests:</b> 20 Probeläufe pro Probandin (ggf. b.B. mit Wiederholungen → siehe oben), keine Messwiederholungen zu späteren Zeitpunkten <b>Messinstrumente:</b> Drei-Dimensionale-Bewegungsanalyse anhand des Human Body Model: Reflektive Marker wurden vor den Probeläufen angebracht und während der gesamten Testphase so belassen. Während den Probeläufen nahmen 13 Kameras die Bewegungen auf. Zusätzlich wurden KMP verwendet. <b>BRK</b> → Messung mit KMP/ <b>kinematische Daten</b> → Messung mit Markern <b>Datenverarbeitung:</b> Alle Berechnungen werden sehr genau aufgeführt und falls vorhanden mit den entsprechenden Formeln ergänzt. Viele der verwendeten Formeln wurden bereits in anderen Forschungsarbeiten verwendet. Die Berechnungen sind soweit beurteilbar korrekt und sinnvoll. Aufgrund fehlender biomechanischer Kenntnisse können diese Berechnungen allerdings nicht abschliessend auf ihre Korrektheit und Sinnhaftigkeit beurteilt werden.</p> <p><b>Analyseverfahren oder Datenanalyse:</b> MANOVA mit wiederholten Messungen (<math>\alpha=0.05</math>) wurde verwendet, um die Unterschiede zu ermitteln. Univariate Follow-up Tests wurden durchgeführt, um Unterschiede zwischen RFR und FFR und jeder diesbezüglich gemessenen Variable festzustellen.</p> <p>Statistische Berechnungen wurden mit dem Computerprogramm SPSS 21 IBM (Armonk, NY) durchgeführt.</p> <p><b>Ethik:</b> Alle Probandinnen haben vor der Teilnahme eine schriftliche Einwilligung unterzeichnet. Das Studienprotokoll wurde durch das «institutional review board» der Universität genehmigt.</p> <p><b>*Tegner activity scale:</b> Zur Beurteilung des Aktivitätsstatus in Bezug auf die Alltags- und sportartspezifische Funktion eines Patienten. Einteilung von 0-10, wobei bei 0 weder Arbeiten noch Gehen aufgrund von Knieproblemen möglich ist. Die 10 steht für Wettkampfsport auf nationalem oder internationalem Niveau. Eine 5 in Bezug auf die Arbeit bedeutet: schwere körperliche Arbeit (Bauarbeit, Waldarbeit) und eine 5 in Bezug auf Sport bedeutet mind. 2x die Woche das Ausüben einer Sportart (Joggen auf unebenem Boden, Radfahren, Skilanglauf u.n.v.m.). Genauere Angaben siehe Anhang S. 105</p>	<p>Angabe) diese Variable wurde zu Beginn nicht erwähnt.</p> <p><b>Post-hoc Analyse:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Ø Hamstrings-Kraft: Reduktion von 27%</li> <li>- Ø Gastrocnemius-Kraft: Steigerung von 12%</li> <li>- Ø Soleus-Kraft: Steigerung von 29%</li> <li>- Position der unteren Extremitäten (UEX) beim IC mit FFR: Reduktion von 19%</li> </ul> <p><b>Unerwünschte Ereignisse:</b> Es wird nichts über unerwünschte Ereignisse berichtet.</p>	<p>Outcomes werden im Diskussionsteil besprochen.</p> <p>Vorschläge der Autoren für zukünftige Forschung: Untersuchen, inwiefern die Gangumstellung patellofemorale Schmerz beeinflusst und welches das beste Vorgehen ist, eine Gangumschulung durchzuführen.</p> <p><b>Limitationen:</b> Das verwendete Model (PF joint model) konnte nicht auf die individuelle «Geometrie» der Gelenke eingehen, welche bei jedem Individuum unterschiedlich sind. Zudem repräsentiert das Model nur eine zweidimensionale Perspektive des PFG, weshalb medial-laterale Abweichungen des Kraftvektors und Rotationsabweichungen des HG (welche auch einen Einfluss auf die Kontaktfläche der Patella haben) nicht erfasst werden konnten. Da alle Läuferinnen habituelle Rückfussläuferinnen sind, lassen sich die Ergebnisse nicht auf die einwirkenden Gelenkskräfte von habituellen Vorfussläuferinnen übertragen, obwohl das bestehende Literatur zu zeigen glaubt (keine Erklärung dazu vorhanden). Mittelfuss- wurde zu Vorfusslaufen dazugezählt. Dies ergibt wiederum Limitationen bezüglich der Aussagekraft der Ergebnisse.</p> <p><b>Praxistransfer:</b> Obwohl die praktische Durchführbarkeit eines in einer Fallstudie getesteten Programms erklärt (8 Trainingseinheiten zur Gangumschulung mit einer Audio-Feedback-Möglichkeit über Sensoren, welche unter den Fersen platziert werden und bei Berührung einen Ton erzeugen). Die Forschenden erläutern an dieser Stelle, dass es eigentlich auch einfacher gehen würde: Einfaches, verbales Feedback als Massnahme um eine Gangumstellung zu instruieren, sowie es in dieser Studie angewandt wurde. Für die Praxis geben die Schreibenden zudem noch die Empfehlung ab, dass Läuferinnen und Läufer über längere Zeit begleitet und beobachtet werden sollen, damit sie nicht anderen Risiken ausgesetzt werden.</p>
--	--	---	---

<p>eines Individuums von RFR auf FFR gewechselt wird.</p>			<p>Begründet wird dies dadurch, dass jeder Laufstil ein eigenes «Gefahrenprofil» in Bezug auf Verletzungen hat.</p> <p><b>Schlussfolgerungen:</b>  Durch einfache Instruktionen kann der Wechsel von RFR zu FFR eingeleitet werden. Diese Laufstilumstellung resultiert in einer reduzierten patellofemorale Gelenksbelastung, ohne dass dabei die Schrittlänge verändert wird/ werden muss.</p>
---	--	--	--

## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern

### Würdigung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p>Die Studie behandelt ein wichtiges physiotherapeutisches Thema, da bereits ein fundiertes Basiswissen über den Zusammenhang zwischen patellofemorale Gelenksbelastung und dem Auftreten von patellofemorale Schmerzen besteht und diese Untersuchung nun den Einfluss des Laufstils in Bezug auf die patellofemorale Gelenksbelastung untersucht.</p> <p>Um die BA-Fragestellung zu beantworten, eignet sich diese Studie, da sie die Veränderung der patellofemorale Gelenksbelastung bei einer Laufstilumstellung von RFR zu FFR untersucht. Wie im Kapitel 2.7.1 Definition erwähnt, stehen patellofemorale Schmerzen in Verbindung mit erhöhter patellofemorale Gelenksbelastung.</p> <p>Die Fragestellung wird nicht explizit erwähnt. Aber die Ziele und die Hypothesen werden ausführlich beschrieben und verständlich formuliert.</p> <p>Die gemessenen Variablen werden mehrheitlich genannt (PF joint stress-time integral z.B. aber nicht).</p> <p>Beim primären Ziel bleibt vorerst unklar, welche Variablen gemessen werden. Die Zusammenhänge der Variablen werden im Einleitungstext beschrieben und anhand bestehender Literatur erklärt und begründet.</p>	<p><b>Design:</b> Querschnittstudie</p> <p><b>Stichprobe:</b> Aufgrund der Gelegenheitsstichprobe ist die Repräsentativität nur teilweise gegeben. Zudem wurden nur Frauen untersucht. Die Stichprobe fällt eher klein aus und somit kann die Normalverteilung nicht gewährleistet werden. Die Ergebnisse beziehen sich auf Freizeitsportlerinnen und -sportler, nicht aber auf Laufende auf höherem Niveau. Weiter wird nicht erwähnt, ob es zwischen den einzelnen Teilnehmerinnen signifikante Unterschiede in Bezug auf ihre körperlichen Merkmale (Alter, Grösse, Gewicht) oder in Bezug auf ihre wöchentliche Laufstrecke gibt.</p> <p>Nach der <i>post hoc</i>-Analyse musste ein Drop-out verzeichnet werden, da eine Läuferin während den RFR-Probelaufen nicht konsequent auf dem Rückfuss landete. Dies wurde durch die Beobachtung und die Drucksensoren allein nicht erkannt. Der Drop-out wird erst im Ergebnisteil angegeben und begründet. In diesem Abschnitt (unter Ergebnisse) werden nochmals die körperlichen Merkmale und die wöchentliche Laufstrecke aufgelistet und es sind bei allen Variablen und ihren Standardabweichungen kleine Veränderungen ersichtlich. Es bleibt aber weitgehend unklar, inwiefern dies einen Einfluss auf die Ergebnisse gehabt haben könnte.</p> <p><b>Datenerhebung:</b> Die Datenerhebung wurde der Fragestellung entsprechend passend gewählt. Für das Erfassen der genannten Variablen scheint die Drei-Dimensionale-Bewegungsanalyse mit den dazugehörigen Messinstrumenten am sinnvollsten zu sein. Die Methode der Datenerhebung war bei allen Teilnehmerinnen gleich. Da im Text nichts anderes erwähnt wird, kann man davon ausgehen, dass die Datensammlung von allen Probandinnen komplett ist.</p> <p><b>Intervention:</b> Die beschriebene Intervention liesse sich nur bedingt erneut durchführen, da die Beschreibung teilweise etwas ungenau ist und einige Fragen offenlässt.</p> <p><b>Mögliche Verzerrungen:</b> Bei vorgegebener Geschwindigkeit stellt sich die Frage, inwieweit die «Natürlichkeit des Laufens» für die verschiedenen Probandinnen gegeben war. Zudem muss überlegt werden, ob eine Rennstrecke von 20 Metern pro Lauf ausreichend ist.</p> <p>Da RFR und FFR in ihrer Reihenfolge per Randomisierung festgelegt wurden, ergibt sich folgender Mangel → Man hat nicht die Möglichkeit, eine gewisse Routine zu bekommen, also z.B. 5 Mal hintereinander den neuen Laufstil</p>	<p><b>Ergebnisse:</b> Die Ergebnisse sind – soweit beurteilbar – präzise. Die Bezugnahme zu der Fragestellung und den Hypothesen ist gewährleistet. Allerdings sind die Ergebnisse eher knapp ausformuliert, was teilweise die Verständlichkeit etwas erschwert. Es wird im ganzen Abschnitt nie von Signifikanz gesprochen.</p> <p><b>Tabellen:</b> Die Studie erhält nur eine Tabelle. Sie stellt alle gemessenen Variablen übersichtlich dar und ist korrekt beschriftet. Dieser Tabelle lässt sich die Standardabweichung, der p-Wert und die Effektgrösse entnehmen. Allerdings werden die signifikanten Veränderungen hier nicht wie üblich mit einem «*» versehen.</p> <p><b>Grafiken:</b> Zwei Grafiken kommen in dieser Studie vor. Beide sind verständlich und korrekt beschriftet. Figur 1 zeigt die durchschnittliche Gelenksbelastung während der Standphase. In Figur 2 wird die Schrittlänge nochmals der Gelenksbelastung gegenübergestellt. Die Gewichtung bzw. Wichtigkeit dieses Zusammenhangs bleibt bis Ende der Ergebnisauflistung ungeklärt.</p>	<p>Die Autoren der Studie vergleichen ihre Ergebnisse und theoretischen Aspekte mit bereits vorhandener Literatur.</p> <p>Die Aussagekraft dieser Studie lässt sich nur bedingt auf Läuferinnen und Läufer mit PFSS übertragen, da die Messungen bei Gesunden durchgeführt wurden. Die Studie ist sinnvoll, da die Vorgehensweise in einer zukünftigen Studie mit Vergleichsgruppen (IG, KG) erneut angewendet werden könnte. Eine zukünftige Studie sollte dann mit Leuten, welche vom PFSS betroffen sind, durchgeführt werden. Denn beim PFSS sind prädisponierende Faktoren wie muskuläre Asymmetrien, Atrophien und Rekrutierungsprobleme bekannt, welche die Ergebnisse beeinflussen könnten. Andererseits kann das Testen an Gesunden auch als Stärke betrachtet werden, denn dadurch ist die Homogenität der Stichprobe eher gewährleistet (da prädisponierende Faktoren eher ausgeschlossen werden können). Dies erhöht die Aussagekraft einer Studie. Denn unter Erkrankten können unterschiedliche Risikofaktoren bzw. körperliche Schwachpunkte vorkommen und somit ist die Stichprobe inhomogen.</p> <p>Ein Mangel ist auch, dass keinerlei genauere Angaben zu den Mittelfusslaufenden gemacht werden wie beispielsweise wie viele der 16 Teilnehmerinnen mehrheitlich auf dem Mittelfuss landeten?</p> <p>Die Messungen wurden einmalig durchgeführt. Messwiederholungen würden die Aussagekraft verstärken.</p> <p>Eine Stärke ist, dass nur Frauen getestet wurden. Somit können</p>

<p>Die Autoren der Studie führen gut in den Themenkomplex ein und erklären alle notwendigen biomechanischen Faktoren. Sie lassen umfassende Literatur in den gesamten Einleitungstext miteinfließen. Der Forschungsbedarf wird gut begründet.</p>	<p>durchzuführen. Zudem stellt sich die Frage, ob so wenig Anweisung/ Feedback genügt, um einen neuen Laufstil umsetzen zu können und ob so wenig Zeit/ Anzahl Wiederholungen genügt, um diesen auch einigermaßen «natürlich» über die Bühne zu bringen.</p> <p>Zudem wurde keine maximale Wiederholungszahl bei Nichttreffen der KMP definiert, woraus sich schliessen lässt, dass ggf. aufgetretene Ermüdungsfaktoren ab einer gewissen Anzahl Wiederholungen einen Einfluss auf die Ausführung der Laufbedingungen gehabt haben könnten.</p> <p>Was zudem beachtet werden muss: das Vor- und Mittelfuslaufen wurde zusammengefasst, obwohl es zwischen diesen Laufstilen Unterschiede gibt.</p> <p><b>Messverfahren:</b> Die Messinstrumente für die abhängigen und unabhängige Variable(n) werden im Methodenteil ausführlich beschrieben. Um die Laufbedingung (RFR/FFR) kontrollieren zu können, wäre die Beobachtung allein zu ungenau. Deshalb wird diese sinnvollerweise mit Drucksensoren in den Sohlen ergänzt. Zusammen ergeben diese ein valides Messinstrument. Die vollständige Beurteilung der Objektivität, Validität und Reliabilität lässt sich unter dem Abschnitt «Güte/ Evidenzlage» finden.</p> <p>Die Vorgehensweise der Messungen mit der KMP und den Markern beruht auf bereits durchgeführten Forschungsarbeiten. Somit ist die Wahl dieser zwei Messinstrumente sinnvoll und wird im Methodenteil nachvollziehbar begründet.</p> <p><b>Analyseverfahren oder Datenanalyse:</b> MANOVA wurde verwendet, da es sich um eine mehrfaktorielle, multivariate Varianzanalyse handelt, zu der ein Quotient für den Faktor «Zeit» (time effect = Messwiederholung «before» und «after»), ein Quotient für den Faktor «Bedingung» (Strike pattern: RRS oder FFS) und ein Quotient für die Interaktion «Zeit x Bedingung» gerechnet wurde. MANOVA eignet sich, da die unabhängigen Variablen nominalskaliert und die abhängigen Variablen mind. intervallskaliert sind. Die Unabhängigkeit der Messungen ist ebenfalls erfüllt. Weitere Voraussetzungen für die MANOVA sind – soweit beurteilbar – erfüllt.</p> <p>Ein Mangel ist, dass nicht erwähnt wurde, welche oder welcher <i>post hoc</i>-Test durchgeführt wurden. Somit kann diesbezüglich auch nicht beurteilt werden, ob die Variablen alle Voraussetzungen für die <i>post hoc</i>-Analyse erfüllen.</p> <p><b>Ethik:</b> Alle Probandinnen unterzeichneten eine Einwilligung und das Studienprotokoll wurde durch eine Ethikkommission bewilligt. Zusätzlich hätte die Studie vorab noch registriert werden können, denn dadurch verpflichten sich Forschende, Studienergebnisse in jedem Fall zu publizieren (auch wenn die Studie beispielsweise keine signifikanten Ergebnisse liefert).</p>		<p>geschlechtsspezifische Merkmale wie z.B. der Q-Winkel die Ergebnisse der Messungen nicht beeinflussen.</p> <p>Da die Vorgehensweise mehrheitlich gut beschrieben wird, wäre eine Wiederholung der Studie in einem vergleichbaren Setting möglich.</p>
---	--	--	--

## Referenz: Patellofemoral joint stress during running with alterations in foot strike pattern

### **Güte/ Evidenzlage:**

- Die **Objektivität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - **Standardisierung und Situationsunabhängigkeit:**  
**Durchführende Person/en:** Über die gesamte Studie hinweg bleibt unklar, welche und wie viele Forschende jeweils die Datenerhebung und die Datenanalyse durchgeführt haben. Allerdings sollten diese Resultate der Messungen unabhängig von den messenden Personen sein.
  - Durchführungsort und Zeit:** Die Studie fand in einem Labor der Universität statt. Über den Zeitraum der Datenerhebung wird in dieser Studie nichts berichtet, allerdings sollte dieser aufgrund der einmaligen Messungen auch keinen Einfluss haben.
  - Soziale Interaktion:** Es lässt sich der Studie entnehmen, dass die Forschenden bemüht waren, die soziale Interaktion zwischen den Testabnehmenden und Testteilnehmenden gering zu halten. Abgesehen von den einfachen Instruktionen, welche den Teilnehmenden für die Gangumstellung gegeben wurden, sollten während den Messungen keine weiteren Interaktionen stattgefunden haben.
  - **Quelle der Finanzierung:** Es gab keine Fördergelder für diese Studie.
  - **Beurteilung der Untersuchung auf Basis von Expertenmeinungen und Nachbefragungen:** keine Angaben.
  - **Vergleich der Ergebnisse an unterschiedlichen Orten und in unterschiedlichen Umgebungen:** Keine Angaben. Eine Studienwiederholung in der gewohnten Umgebung der Individuen wäre sinnvoll, da man die Teilnehmerinnen nicht fragte, auf welchem Untergrund sie i.d.R. ihr Lauftraining absolvieren und es in dieser Studie nun auf hartem Untergrund stattfand. Allerdings liessen sich auf anderen Untergründen die Messungen mit der KMP nicht mehr durchführen. Der Untergrund (Strasse, Waldweg, Kunststoffbahn (Tartanbahn)) könnte die Ergebnisse allerdings beeinflussen.
  - **Gleichbehandlung der Gruppen:** Es gibt keine Hinweise darauf, dass die Probandinnen unterschiedlich behandelt wurden. Einzig bei der sozialen Interaktion lässt sich nicht nachvollziehen, ob jede Probandin exakt gleich viel Instruktion erhielt oder nicht. Positiv ist, dass alle Teilnehmerinnen vor den Trials neue Laufschuhe desselben Modells erhielten.
  - **Interpretation der Resultate:** Wird in der Literatur begründet, ist nachvollziehbar und stimmig.
- Die **Reliabilität der Studie** ist gut.
  - **Grad an Nachvollziehbarkeit und Replizierbarkeit der Untersuchung:** Die Studie ist mehrheitlich nachvollziehbar und liesse sich mit einer ähnlichen Population erneut durchführen. Die primären und sekundären (und tertiären) Outcomes, die Vorgehensweise, die Messinstrumente und die Auswertung der Daten werden genau beschrieben.
  - **Klare Beschreibung des methodischen Vorgehens:** In der Methodik wird nachvollziehbar aufgezeigt, mit welchen Messinstrumenten die Daten erhoben und mit welchen mathematischen Formeln und welchen statistischen Rechnungsprogrammen die Daten aufbereitet und folglich ausgewertet wurden. Für das Verständnis und die Beurteilung der mathematischen Formeln ist allerdings ein fundiertes Basiswissen in der Biomechanik und Physik Voraussetzung.
- Die **Validität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - **Angemessenheit des Forschungsdesigns:** Die Fragestellung und die gewählte Methode passen zum festgelegten Forschungsdesign der Querschnittstudie.
  - **Validität eines Forschungsdesigns:** Das Forschungsdesign befindet sich auf dem Evidenzlevel 4 und ist somit eher tief.
- Die **interne Validität** ist teilweise gegeben.
  - **Inwieweit wird innerhalb der Untersuchung der Effekt einer Exposition (RFR und FFR) dargestellt/ gemessen?**
  - **Confounder:** Da die Studie an Gesunden durchgeführt wurde, treten vermutlich weniger Stör- und Einflussfaktoren auf, als wenn die Studie bei Patientinnen und Patienten mit dem PFSS durchgeführt wird. Denn beim PFSS sind verschiedenste prädisponierende Faktoren wie muskuläre Asymmetrien, Atrophien und Rekrutierungsprobleme bekannt, welche schwierig zu kontrollieren wären. Da nun durch das Testen an Gesunden prädisponierende Faktoren eher ausgeschlossen werden können, ist die Homogenität der Stichprobe eher gewährleistet. Ein weiterer Confounder ergibt sich dadurch, dass die Länge der US und der OS nicht gemessen wurde. Dies ist allerdings wichtig, da die auf das Kniegelenk wirkende Belastung ebenfalls von der Länge der Last- und Kraftarme abhängig ist. Somit hat jemand mit langem OS beispielsweise eine andere Krafterwirkung auf das Kniegelenk wie jemand mit einem kurzen OS.
  - **Selektionsbias:** nicht beurteilbar, da keine Gruppen gebildet wurden
  - **Performance Bias:** nicht beurteilbar, da keine Gruppen gebildet wurden
  - **Detection bias:** keine Angaben.
  - **Observer bias:** Da keine Verblindung stattfand, besteht grundsätzlich das Risiko eines Observer-Bias. Doch in diesem Setting können Erwartungen der Forschenden die Messergebnisse eigentlich nicht beeinflussen, da sämtliche Daten über die KMP/ Markers/ Drucksensoren gemessen werden.
  - Es fand keine Zuteilung in eine IG und KG statt, sondern die Individuen wurden mit sich selbst verglichen. Somit kann der Einfluss von bekannten und unbekanntem Einflussgrößen (z.B. Persönlichkeitsmerkmale wie Motivation, Bildungsstand, etc.) grundsätzlich nicht beeinflusst werden.

- Die **externe Validität** ist teilweise gegeben.
  - **Generalisierbarkeit der Ergebnisse:** Die Methodik wurde der Fragestellung entsprechend passend gewählt und es wurde das untersucht, was untersucht werden sollte (genau definierte Outcomes → siehe oben). Zudem sind die gezogenen Schlüsse zulässig. Allerdings können die Ergebnisse nur mit Vorsicht verallgemeinert werden, da die Stichprobengröße eher klein ist und nur gesunde Läuferinnen untersucht wurden. Da vermutlich mehrheitlich Freizeitläuferinnen untersucht wurden, lassen sich die Ergebnisse nicht auf Läuferinnen auf höherem Niveau übertragen, da diese andere Voraussetzungen mit sich bringen. Da nur Frauen untersucht wurden, können die Ergebnisse nicht direkt auf Männer übertragen werden, da Frauen andere geschlechtsspezifische Einflussfaktoren wie z.B. den Q-Winkel haben als Männer.
- Die **Objektivität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben.
  - **Durchführungsobjektivität:** Teilweise gegeben. Die aufgeklebten Marker können trotz Vorgabe unterschiedlich angebracht werden (je nach Untersucher und Testperson), zudem können diese bei starkem Schwitzen verrutschen.
  - **Auswertungsobjektivität:** Dies kann zum einen durch genaue Auswertungsregeln und zum anderen durch die Bestimmung der Übereinstimmung von mehreren Testauswertern überprüft werden. Letzteres hat in dieser Studie nicht stattgefunden.
  - **Interpretationsobjektivität:** Soweit beurteilbar lässt diese Studie keine Interpretationen der Ergebnisse zu bzw. die Ergebnisinterpretationen sind unabhängig von den Personen, welche diese vornahmen.
  - **Inter-Rater-Reliabilität:** Unklar, da die Messungen pro Person nur einmal, vermutlich von nur einem Forschenden, durchgeführt wurden, kein Vergleich möglich.
- Die **Reliabilität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben.
  - Die verwendeten Messinstrumente werden zwar erwähnt, es wird aber nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser BA aber um modernes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, welche Laufanalysen durchführten, verwendet wurden. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt.
  - **Retester-Reliabilität:** Unklar, da die Messungen pro Person nur einmal durchgeführt wurden, kein Vergleich möglich.
- Die **Validität der Messinstrumente** ist teilweise gegeben.
  - Die Messinstrumente messen das, was man messen will. Allerdings müssen die oben genannten Limitationen bei der Beurteilung der Validität mitberücksichtigt werden.

Die Studie befindet sich gemäss der Evidenztable von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 4, da es sich um eine Querschnittstudie handelt.



## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers

### Zusammenfassung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p><b>Zweck:</b> Häufigste Probleme im Laufsport sind: - Verletzungen der Achillessehne - Kniegelenksverletzungen Ziel dieser Studie ist es, herauszufinden,</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1.) ob Vorfußläuferinnen (und -läufer) = <b>FFS</b> andere Belastung der Ux, speziell der Knie, aufzeigen als Rückfußläuferinnen und -läufer = <b>RFS</b>.</li> <li>2.) ob es zwischen Vorfußläuferinnen (und -läufer) hinsichtlich des inneren Knieabduktionsmoments einen Unterschied zu den Rückfußläuferinnen und -läufer gibt.</li> </ol> <p><b>Hypothese:</b> 1.) Vorfußläuferinnen und -läufer zeigen tiefere Knieextensiomomente, weniger Patellofemorale Kontaktkräfte sowie weniger Patellofemorale Belastung als Rückfußläuferinnen und -läufer. 2.) Es bestehen in der Frontalebene bezüglich dem Knieabduktionsmoments keinen Unterschied zwischen FFS und RFS.</p> <p><b>Theoretischer Bezugsrahmen:</b> Frühere Studien zeigen, dass hohe vertikale Bodenreaktionskräfte, grosse Kräfte sowie die</p>	<p><b>Design:</b> Fall-Kontrollstudie: Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine hypothesenprüfende Untersuchung durchgeführt wird.</p> <p><b>Stichprobe</b> <u>Beschreibung der Stichprobe:</u> Es ist bekannt, dass es 286 Teamsport Athleten (was für Teamsport ist unklar) sind, von denen dann insgesamt 38 den Einschlusskriterien entsprochen haben. Sie wurden gemäss folgender Ein- und Ausschlusskriterien in 2 Gruppen eingeteilt.</p> <p>FSA = Fussaufsatzwinkel</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• <u>Einschlusskriterien FFS:</u> Frauen, welche einen FSA unter 8 Grad aufwiesen.</li> <li>• <u>Einschlusskriterien RFS:</u> Frauen, welche einen FSA über 8 Grad aufwiesen und hinsichtlich Alter, Körpergrösse und Gewicht nicht signifikant von den Werten der FFS-Gruppe abweichen.</li> </ul> <p>→ Weitere Einflussfaktoren: Zudem durften sich die Teilnehmer der RFS-Gruppe hinsichtlich der Hüftabduktionskraft, dem Navicular drop und dem tibiofemorale Winkel nicht signifikant von der FFS Gruppe unterscheiden, um als Confounder zw. den Gruppen eliminiert zu werden (to exclude their effects on between-group running mechanics).</p> <p><u>Ausschlusskriterien:</u> Vorherige, bestehende muskuloskelettale Probleme, Verletzungen und Operationen. Zudem wurden Männer aufgrund der geschlechterspezifischen Unterschiede im Laufmechanismus ausgeschlossen (was schon an der allgemeinen Gültigkeit/externen Validität dieser Studie zweifeln lässt).</p> <p><u>Vorfußläufer (FFS):</u> 19 Frauen <u>Rückfußläufer (RFS):</u> 19 Frauen</p> <p><b>Datenerhebung:</b> <u>Running Analysis:</u> Gemäss dem Plug-in Gait full body model (Vicon, Oxord, UK) wurde Grösse, Gewicht, Beinlänge, Knie und Fussgelenk Durchmesser gemessen und 34 retroflektierende bilateral Marker angebracht. Die Probanden mussten mit Schuhen 15m bei 4.0m/s laufen. Die Geschwindigkeit wurde mit Photozellen gemessen (siehe Studie dazu). Ein 8 Kamera-System (Vicon T40) und eine Kraftmessplatte (AMTI BP6001200) haben die Marker Position sowie die Bodenreaktionskräfte (Ground reaction forces) bei 300 Hz und 1500 Hz gemessen. Marker Zug-Druck-Linien und die Bodenreaktionskraft wurde mit einem 4-order Butterworth mit Grenzfrequenzen bei 12Hz und 50Hz Tiefpass gefiltert. 5 vollständige Bodenkontakte des linken Beines wurden für die Analyse ausgewählt. Die Daten der Bodenreaktionskräfte wurden in die Signalsoftware exportiert.</p>	<p><b>Ergebnisse:</b> Die beiden Gruppen haben sich bezüglich Alter, Gewicht und Grösse nicht signifikant unterschieden. Zudem gab es keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich: - der Hüftabduktionskraft - des Navicular drops - des tibiofemorale Winkels</p> <p><u>Resultate bezügl. Hüftgelenk:</u> - FFS zeigten beim Laufen während der Standphase einen tieferen Hüft-ADD-Spitzenwert (signifikant) als RFS - Zudem eine Tendenz zu einem tieferen ABD-Drehmoment in der Hüfte als bei FFS</p> <p><u>Resultate bezügl. Kniegelenk:</u> - RFS zeigen einen signifikant grösseren Flexionswinkel während der Standphase - Zudem zeigen FFS 16% weniger PFCF und 15% weniger PFS (signifikant) - Zudem Trend zu tieferen Spitzenwerten des Knieextensionsdrehmoments - In der Frontalebene ist der Knie-ABD-Drehmoment 24% tiefer bei FFS (signifikant)</p> <p><u>Resultate bezügl. Fussgelenk:</u> - FFS zeigen weniger Dorsalflexion bei Initial Contact, 19% höhere Plantarflexions-Drehmomente und 19% höhere Achillessehnenanspannkraft während der Standphase als RFS (alle 3 signifikant)</p>	<p><b>Interpretation der Ergebnisse:</b> Die Forschenden interpretieren die Ergebnisse wie folgt: Es zeigt sich anhand der Untersuchungen dieser Studie, dass die 1. Hypothese <u>teilweise</u> bestätigt und die 2. Hypothese verworfen werden kann. <u>Die 1. Hypothese</u> konnte <u>teilweise</u> bestätigt werden, da FFS tiefere Patellofemorale Anpresskräfte =<b>PFCF</b> und Patellofemorale Drücke/Belastungen =<b>PFS</b>, aber keine signifikant tieferen Knieextensions-Drehmomente</p> <p>Nach bestem Wissen kann gesagt werden, dass dies die 1. Studie ist, die aufzeigt, dass FFS tiefere <b>PFCF</b> und <b>PFS</b> aufweisen aufzeigten. <u>Die 2. Hypothese</u> konnte nicht bestätigt werden, da FFS signifikant tiefere Spitzenwerte bezügl. Knie-ABD-Drehmomente aufzeigten als RFS. Laufabhängige hohe Drehmomente in der Frontalebene können das Patellofemorale Gelenk lateral belasten und patellofemorale Schmerzen verursachen.</p> <p>Gemäss der Literatur sind folgende Faktoren für eine geänderte Knie Mechanik während dem Laufen zuständig: - statischer Kniezentrierung in der Frontalebene (2011) - Höhe des Fussgewölbes (2000) - Kraft der Hüftabduktoren (2011) Diese Merkmale waren aber in der FFS und RFS Gruppe nicht signifikant unterschiedlich, können also als Einflussfaktoren eliminiert werden. - Der Unterschied der verschiedenen Drehmomente in der Frontalebene des Knies muss im Laufmechanismus liegen. - Ist der Fersen näher am Massenmittelpunkt und/oder ist die Hüft-ADD kleiner (FFS),</p>



<p>Geschwindigkeit, mit der Kräfte auf einen Körper einwirken, laufbedingte Verletzungen erhöhen können. Vorfußlaufen = tiefere Bodenreaktionskräfte. Arendse et al. zeigen, dass beim Vorfußlaufen während der Bremsphase weniger exzentrische Quadrizepsarbeit stattfindet als beim Rückfußlaufen. Daher wird spekuliert, dass eine höhere Fussgelenkbeteiligung während dem Vorfußlaufen den Kraftaufwand des Quadriceps senkt, was die Belastung auf das Knie reduziert. Dafür gibt es jedoch nur beschränkte Nachweise. Gemäss Daoud et al. zeigen Vorfußläuferinnen und -läufer eine tiefere Verletzungshäufigkeit des Hüft- und Kniegelenks im Vergleich zum Rückfußlaufen auf. Aber: nicht alle Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen Verletzungen und dem Einfluss von vertikalen Bodenreaktionskräften. Schlussfolgerung: Andere biomechanische Faktoren müsse beim Entwickeln von Laufverletzungen eine Rolle spielen.</p> <p><b>Forschungsbedarf:</b> Vorgängige Studien zeigen einen Zusammenhang zwischen hohen laufbedingte Knie-Drehmomenten in der Frontalebene und Kniefunktionsstörungen. Die Resultate zeigen, dass es zu PFSS führen könnte. Fussaufsatzmuster wurden hingegen bis anhin nur in der Sagittalebene untersucht. Keine Studie untersuchte diese in der Frontalebene. Die Wissenslücke wird mit dem Mangel an Studien, welche die Belastung des Kniegelenks</p>	<p>Kinematische und kinetische Analysen sowie die Berechnung der Position des Schwerpunkts wurde mit dem Plug-in Gait Model durchgeführt.</p> <p><b>Untersuchung:</b> 19 FFS mit 5 sauberen Bodenkontakten des linken Beins mit Schuhen auf einer 15m langen Strecke bei einer Geschwindigkeit von 4.0m/s. 19 RFS mit 5 sauberen Bodenkontakten des linken Beins mit Schuhen auf einer 15m langen Strecke bei einer Geschwindigkeit von 4.0m/s.</p> <p><b>Messverfahren:</b> <b>Messinstrumente:</b> Acht-Kamera System von Vicon T40, Kraftmessplatte (AMTI BP6001200), 34 Markers (aufgeklebt nach Plug-in gait model Vicon Oxford), Signal Software</p> <p><b>Gemessene Daten zwischen Bodenaufsatz und -abstoss:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Gleichschritt / Rhythmus</li> <li>- Schrittlänge</li> <li>- Schrittweite</li> <li>- Massenmittelpunkt</li> </ul> <p><b>Gemessene Daten in der Standphase:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Gelenkwinkel</li> <li>- Gelenkdrehmomente</li> </ul> <p><b>Daraus berechnete Daten:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Patellofemorale Anpresskraft PFCF (Funktion von Knieflexionswinkel und Knieextensionsdrehmoment)</li> <li>- Patellofemorale Gelenkbelastung PFS (gemäss Biomech. Modell von 13)</li> <li>- Achillessehnenzugkraft ATF (gemäss Self and Paine Referenz Nr. 30)</li> </ul> <p><b>Kritik:</b> Es wurde der Zeitpunkt vom Rückfussaufsatz bis zur Spitze der Bodenreaktionskräfte gemessen und danach mit den Daten der Vorfußläuferinnen verrechnet. Aufgrund fehlender biomechanischer und physikalischer Kenntnisse der Autorinnen dieser BA kann nicht bewertet werden, inwiefern diese Verrechnung das Outcome beeinflusst.</p> <p><b>Datenanalyse:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- laufbedingte Kniebelastung wurde anhand der Spitzenwerte von: Knieextensionsmoment, Knieabduktionsmoment, PFCF und PFS bestimmt.</li> <li>- Fussgelenksbelastung wurde anhand des Spitzenwerts von: Plantarflexion und Achillessehnenzugkräfte bestimmt.</li> <li>- Vergleichsparameter wurden gemäss vorgängiger Studie ausgewählt.</li> <li>- Univariate Unterschiede zwischen FFS und RFS wurden anhand des two-tailed (zweiseitiger) independent (unabhängiger) t-Test verglichen. P-Wert unter 0.05 % festgelegt.</li> <li>- 95% confidence intervals were reported.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Vertikale Bodenreaktionskräfte sind um 26% tiefer und 47% weniger Belastung in der FFS-Gruppe im Vergleich zur RFS</li> <li>- Raumzeitliche Vergleiche zeigen signifikant kürzere Bodenkontakte der FFS-Gruppe</li> <li>- Zudem zeigen FFS kürzere Massenmittelpunkt-Fersenkontakte bei Initial Contact</li> </ul> <p>Es gab bezüglich:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Rhythmus</li> <li>- Schrittlänge</li> <li>- Schrittbreite</li> </ul> <p>keine Unterschiede zwischen FFS und RFS.</p>	<p>verändert dies die Position des Bodenreaktionskräftevektors im Verhältnis zu den <math>U_x</math> so, dass der Hebelarm in der Frontalebene kleiner wird, was eine Reduktion des Drehmoments in der Frontalebene des Knies zur Folge hat – weitere Studien sind dazu noch notwendig.</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Eine höhere Fussgelenkbeteiligung könnte der Hauptmechanismus für einen tieferen PFCF und PFS bei FFS sein. Dies, weil das Kniegelenk als Energiedämpfer sinkt, was sich als weniger Knieflexion bei FFS zeigt. Diese Idee wird von Arendse et al. (2), welche eine tiefere exzentrische Quadrizepsarbeit bei FFS im Vergleich zu RFS aufzeigten, unterstützt.</li> <li>- Weil der Quadrizeps Hebelarm bei steigendem Knieflexionswinkel abnimmt, sind bei RFS grössere exzentrische Quadrizepskräfte nötig, um der Knieflexion während der 1. Hälfte der Standphase standzuhalten. Das erklärt, wieso bei RFS höhere PFCF und PFS gefunden wurden, ohne Bezug zu signifikanten Unterschieden im Spitzenwert des Knieextensions-Drehmoments.</li> </ul> <p><b>Relevanz:</b> Vom klinischen Standpunkt aus sind diese Resultate wichtig, da eine der am weitesten akzeptierten Theorien bezüglich der Krankheitsursache des patellofemorale Schmerzen nahelegt, dass die Symptome infolge einer exzessiven patellofemorale Belastung entstehen. Da patellofemorale Schmerzen das häufigste Läuferproblem darstellt, könnte FFS ein Weg sein, um die Verletzungsgefahr des Knies zu senken, indem die patellofemorale Belastung gesenkt wird.</p> <p><b>Limitationen:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Teilnehmer: junge Teamathletinnen. Daher ist beim Verallgemeinern der Resultate Vorsicht geboten.</li> <li>- Bei FFS ist die Spitzenbelastung auf das Knie tiefer. Aber: FFS haben auf die gleiche Strecke eine längere Standphase. Es ist unklar, ob eine Kumulation dieser längeren Standphase bei FFS oder die höhere</li> </ul>
---	--	--	---

<p>beim Vorfuss- und Rückfusslaufen in der Frontalebene messen, begründet. Die Frontalebene teilt den Körper in ventral und dorsal.</p>	<p><b>Ethik:</b> Das Studienprotokoll wurde durch das Pirkanmaa Hospital District, Tampere, Finnland genehmigt und die Studie wurde in Übereinstimmung mit den Vereinbarungen von Helsinki durchgeführt.</p>		<p>Spitzenbelastung bei RFS einen grösseren Einfluss auf Überbelastungsverletzungen des Knies haben. Ev. Unterbewertung PFCF, PFS &amp; ATF: - Patellofemorale Anpresskraft - Patellofemorale Belastung - Achillessehnenstärken 1.) weil diese Variablen vom Durchschnitt der zeitnormalisierten Daten während der Standphase von 5 Versuchen ermittelt wurden, und 2.) weil die biomechanischen Modelle das Netto Gelenk-Drehmoment Des Knie- und Fussgelenks verwendet, bzw. als Input-Parameter. Dies zieht die Antagonistenkräfte der Gelenke nicht in Betracht. Höhere Gastro-Muskelkräfte (als Knieflexor) können beim FFS zu einer Unterbewertung der Quadrizepskräfte und folglich des PFCF und PFS führen. Trotzdem erwartet man beim Rechnen mit dem Netto-Gelenkdrehmoment keine Auswirkungen auf die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen FFS &amp; RFS. - Es wurden viele Variablen erhoben und zwischen FFS und RFS verglichen. Das wirft Bedenken bezüglich dem 'familywise type I error rate' auf.</p> <p><b>Schlussfolgerungen:</b> - FFS zeigen tiefere PFCF und PFS sowie tiefere Drehmomente in der Frontalebene auf als RFS. - Das könnte das Risiko von laufbedingten Knieverletzungen senken - Trotzdem: höhere Fussgelenks Plantarflexions-Belastung und Achillessehnenstärken beim FFS können das Risiko für Fussgelenks- und Fussverletzungen erhöhen. - Weiterführende (prospektive) Studien sind notwendig um herauszufinden, ob unterschiedliche Belastung infolge klarer Fussaufsatzmuster in Verbindung mit spezifischen laufbedingten Verletzungen stehen.</p>
---	--	--	--

## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers

### Würdigung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p>Die Studie liefert Ansätze zur Beantwortung einer relevanten Frage im Laufsport, da Knieverletzungen zu den häufigsten Laufverletzungen gehören und sich die Frage stellt, inwiefern diese durch den Laufstil beeinflusst, vermieden und reduziert werden können.</p> <p>Da zum patellofemorale Schmerzsyndrom, mit dem sich diese BA befasst, auch der patellofemorale Schmerz zählt, und die Studie die beiden Laufstile Vor- und Rückfusslaufen vergleicht, eignet sich diese Studie zur Beantwortung der Fragestellung.</p> <p>Es wird gut in den Themenkomplex eingeführt und die Autorinnen und Autoren der Studie lassen umfassende Literatur in den Einleitungstext miteinfließen. Zu bemängeln ist jedoch, dass ein Grossteil dieser Literatur älter als 10 Jahre, teilweise sogar älter als 20 Jahre ist.</p> <p>Der Forschungsbedarf wird gut begründet. Es handelt sich um die erste Studie, welche die Fussaufschlagmuster in der Frontalebene untersucht.</p> <p>Obwohl am Schluss zwei Hypothesen verständlich formuliert werden, bleibt unklar, welche Variablen gemessen werden sollen.</p>	<p><b>Design:</b> <i>Fall-Kontrollstudie</i> → Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine hypothesenprüfende Untersuchung durchgeführt wird. Das Kernproblem der <i>Fall-Kontrollstudien</i> ist die Auswahl der Kontrollgruppe und folglich die Sicherstellung, dass Fall- sowie die Kontrollgruppe hinsichtlich der relevantesten Störgrössen homogen sind. Andernfalls können unbekannte Störvariablen das Outcome verfälschen.</p> <p><b>Stichprobe:</b> Es ist unklar, wie und ob die Stichprobengrösse ermittelt wurde. Sie fällt eher klein aus. Zudem ist nicht klar, wie die Forscher zu diesen Teilnehmern gekommen sind (Sampling: Woher kommen diese Teilnehmer?) und was für eine Team-Sportart diese ausüben. Die Stichprobe ist auch deshalb nicht repräsentativ für alle Läuferinnen und -läufer, da nur Frauen zwischen 13 und 23 für die Studie zugelassen wurden, ohne vorherige oder aktuelle Verletzungen, dito Operationen.</p> <p><b>Systematischer Bias - Selection Bias:</b> FFS und RFS-Gruppe. Einteilung in die RFS-Gruppe anhand Alter, Grösse, Geschlecht.</p> <p>Immerhin haben die Forscher versucht, möglichst viele 'mögliche Einflussfaktoren' wie Grösse, Gewicht, Beinlänge, nie- und Knöcheldurchmesser, isometrische Hüft-ABD-Kraft, Navicular drop und tibiofemorale Winkel zu erkennen und sicherzustellen, dass sich diese zwischen den Gruppen nicht signifikant unterscheiden. Trotzdem können <b>Confounder (Störvariablen)</b> wie Tagesform, Laufschuhe? etc. nicht beeinflusst werden, weshalb die interne Validität nie vollständig gegeben ist, was bei Gesundheitswissenschaften typisch ist.</p> <p><b>Datenerhebung:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- moderne Messinstrumente</li> <li>- Merkmale mind. auf Intervallniveau: t-Test zugelassen</li> <li>- Verrechnungen einzelner Daten können von den Autorinnen dieser BA aufgrund des fehlenden Fachwissens im Bereich Biomechanik und Physik nicht beurteilt werden.</li> </ul> <p><b>Untersuchung:</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Basisdaten: Vor Beginn der Untersuchung werden Basis Charakteristika der Teilnehmer in beiden Gruppen bestimmt (siehe Sample)</li> <li>- unklar, was für Laufschuhe die Probanden verwendet haben? Einheitlich?</li> <li>- Wird klar definiert, ist replizierbar. Kritik bei den 34 Markern besteht die Gefahr von Messfehlern, da diese trotz Beschreibung (Plug-in gait model) nicht bei jeder Messung 100% identisch angebracht werden können oder verrutschen.</li> </ul>	<p><b>Ergebnisse:</b> Die Ergebnisse werden präzise dargestellt und mit der dazugehörenden Berechnungsformel ergänzt. Zudem wird für jede gemessene Variable der p-Wert angegeben, damit nachvollzogen werden kann, wie weit der p-Wert das gegebene Signifikanzniveau (<math>\alpha=0.05</math>) untersteigt (nur in einem Fall ist der p-Wert drüber: ATF P=0.09).</p> <p>Übertragbarkeit der Resultate ist fragwürdig aufgrund der Stichprobe, welche die Risikogruppe nicht repräsentiert. Es handelt sich bei den Probanden nur um gesunde junge Frauen, ohne Vorverletzungen, ohne Operationen. Zudem ist unklar, was für einen Teamsport sie ausführen. Was ist mit Hobbyläufern?</p> <p><b>Tabellen:</b> Die Tabellen (Table 1-2) sind präzise und vollständig und stellen eine wichtige Ergänzung zum Text dar.</p> <p><b>Grafiken:</b> Sind passend ausgewählt und unterstützen das Verständnis.</p>	<p>Im Diskussionsteil wird die Fragestellung zu Beginn nochmals aufgegriffen, bevor alle Resultate diskutiert und mit anderen Studien, welche ähnliche Outcomes untersucht, verglichen werden.</p> <p>Es wurde bei den <b>Limitationen</b> nicht einmal auf die <b>Laufschuhe</b> eingegangen. Dies könnte ein 'versteckter Einflussfaktor' darstellen. Nur weil zu Beginn der Studie gesagt wurde, dass die Verletzungsrate der Läufer trotz moderner Laufschuhe nicht zurückgegangen ist, heisst dies noch lange nicht, dass diese keinen Einfluss auf die untersuchten Merkmale haben. <b>Korrelation ist nicht gleich Kausalität!</b></p> <p>Die Autorinnen und Autoren listen verschiedene Schwächen der Studie auf und begründen diese mehrheitlich sinnvoll.</p> <p>Die Wichtigkeit von mehreren <b>Follow-up-Messungen</b> könnte noch stärker betont und mit Studien belegt werden.</p> <p>Durch die insgesamt genaue Beschreibung und mathematischen Formeln ist es möglich, die Studie in einem vergleichbaren Setting zu wiederholen.</p>

	<p><b>Messverfahren:</b>  Alle Messinstrumente werden im Methodenteil aufgeführt und ausführlich beschrieben.  Es wird nur teilweise bekanntgegeben, wie viele Forscher diese Messungen durchgeführt haben. Welcher was macht wird nie erwähnt. Es wurde nie erwähnt, in welchem Verhältnis diese Forscher zu den Studienteilnehmer stehen.</p> <p>Es wird nicht erwähnt, welche Personen des Forschungsteams die Messungen unmittelbar nach den Trainings und/oder die Messungen bei den Running trials durchführten. Die Personen, welche die Daten bei den Running trials erfassten, sollten nicht dieselben sein wie diejenigen, welche die FFS und RFS für das Training beaufsichtigten und coachten.</p> <p>3 Einflussfaktoren wurden mit bewährten Assessments gemessen (gute Inter- und Intratesterreliabilität).</p> <p><b>Datenanalyse:</b>  - Univariate Unterschiede zwischen FFS und RFS wurden anhand des two-tailed (zweiseitiger) independent (unabhängiger) t-Test verglichen. P-Wert unter 0.05 % festgelegt.  - 95% confidence intervals were reported.  → Ein t-Test für unabhängige Stichproben lässt sich dann anwenden, wenn die Mittelwerte von zwei unterschiedlichen Stichproben miteinander verglichen und die Unterschiede auf Signifikanz getestet werden sollen. Dieser t-Test eignet sich damit zur Untersuchung einer Unterschiedshypothese zwischen zwei unabhängigen Stichproben. Die zu testende Variable sollte dabei mindestens intervallskaliert und normalverteilt sein.</p> <p><b>Ethik:</b>  - Studie durch Ethikkommission bewilligt  - Es wird nicht erwähnt, ob die Studienteilnehmerinnen eine Einwilligungserklärung unterschrieben haben.</p>		
--	--	--	--

## Referenz: Forefoot strikers exhibit lower running-induced knee loading than rearfoot strikers

### **Güte/ Evidenzlage:**

- Die **Objektivität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - Standardisierung und Situationsunabhängigkeit:  
**Durchführende Person/en:** Es bleibt grösstenteils unklar, wie viele und welche Forscher die Datenerhebung, Datenanalyse und Datenauswertung durchgeführt haben. Nur bei der Ermittlung von allfälligen Confounder wurde erwähnt, wie viele Forscher die Tests durchgeführt haben.
  - Durchführungsort und -zeit:** Darüber wird in der Studie nicht berichtet. Es ist unklar, ob die Untersuchungen zu dieser Studie am selben Ort und am selben Tag durchgeführt wurden. Es ist unklar, wie viel **soziale Interaktion** zwischen dem Versuchsleiter und den Studienteilnehmern stattgefunden hat.
  - Quelle der Finanzierung ist dargestellt. Zudem wird hervorgehoben, dass die Finanzierenden nicht in die Studie involviert waren – die Studie folglich unabhängig ist.
  - Beurteilung der Untersuchung auf Basis von Expertenmeinungen und Nachbefragungen: keine Angaben.
  - Vergleich der Ergebnisse an unterschiedlichen Orten und in unterschiedlichen Umgebungen: Bezüglich Studienwiederholung wird nichts erwähnt. Daher kann davon ausgegangen werden, dass es sich um eine einmalige Durchführung handelt. Dies schränkt die Objektivität ein, da die Situations- und Ortsunabhängigkeit dieser Studie nicht vergleichbar ist.
  - Interpretation der Resultate: Wird in der Literatur begründet, sind nachvollziehbar und stimmig. Allerdings sind Limitationen vorhanden.
- Die **Reliabilität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - Grad an Nachvollziehbarkeit und Replizierbarkeit der Untersuchung: Dieses Kriterium ist bereits bezüglich der Stichprobenerhebung nicht erfüllt. Es wird nicht erwähnt, dass die Stichprobengrösse ermittelt wurde. Sie fällt klein aus. Zudem wird nicht erwähnt, was für Teamsportlerinnen das sind und wie und woher die Forscher diese Studienteilnehmerinnen rekrutiert haben.  
Die Forscher haben drei mögliche Confounder anhand zuverlässiger Assessments als signifikanten Einflussfaktor zwischen den Gruppen ausgeschlossen, was aber nicht bedeutet, dass keine weiteren Störvariablen vorhanden sind, welche folglich die Replizierbarkeit der Untersuchung einschränken. Dies auch deshalb, weil die Untersuchung in dieser Studie nur einmal durchgeführt wurde.
  - klare Beschreibung des methodischen Vorgehens: In der Methodik wird nachvollziehbar aufgezeigt, mit welchen Messinstrumenten die Daten erhoben, mit welchen mathematischen Formeln die Daten aufbereitet und folglich ausgewertet werden. Für das Verständnis der mathematischen Formeln sind aber fundiertes Fachwissen im Bereich Biomechanik und Physik eine Voraussetzung.
  - Validität des Designs: siehe Stufe
- Die **Validität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - Angemessenheit des Forschungsdesigns: Wenn es nun eine retrospektive Kohortenstudie ist, dann ist das Design angemessen. Der Vorteil dabei ist, dass dieses Design die beste Evidenz für die Kausalität aufzeigt und ideal ist für Untersuchungen von Risikofaktoren. Allerdings können Confounder nicht ausgeschlossen werden.
  - Validität eines Forschungsdesigns
- Die **interne Validität** ist teilweise gegeben:
  - Inwieweit wird innerhalb der Untersuchung der Effekt einer Exposition (FFS und RFS) dargestellt / gemessen?  
**Confounder:** können bei einer Kohortenstudie nicht ausgeschlossen werden. Tagesform. Das Tragen von unterschiedlichen Turnschuhen, denn nur weil diese gemäss Literatur in der Einleitung die Verletzungsrate nicht gesenkt haben, heisst das nicht, dass sie diese Resultate nicht beeinflussen. Korrelation ist nicht gleich Kausalität!  
**Selektionsbias:** Die Aufteilung in die Studien- / Kontrollgruppen sind nicht rein zufällig erfolgt, sondern durch relevante Eigenschaften der Teilnehmer beeinflusst.  
**Performance Bias:** keine Hinweise  
**Observer-Bias:** mangelnde Verblindung von Untersuchenden, Therapierenden und Teilnehmenden.
- **Externe Validität** ist teilweise gegeben:
  - Generalisierbarkeit der Ergebnisse: Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich aufgrund der Stichprobe nicht generalisieren: keine Zufallsstichprobe, nur Frauen, sehr kleine Stichprobe. Diese wird kaum die Risikogruppe repräsentieren.
- Die **Objektivität** (Unabhängigkeit des Tests von den Rahmenbedingungen) **der Messinstrumente:** wird teilweise erfüllt:
  - Durchführungsobjektivität:** Da der Test nur einmal durchgeführt wurde bleibt unklar, ob die Messinstrumente immer auf das gleiche Resultat gekommen wären. Die Marker des Plug-in Gait Model können je nach Forscher voneinander abweichen, zudem kann nicht ausgeschlossen werden, dass diese verrutschen.
  - Auswertungsobjektivität:** Die Auswertung der erhobenen Daten wird in dieser Studie klar beschrieben, in dem die mathematischen Formeln zur Berechnung der einzelnen Variablen

wie PFS, PFCF und ATF erläutert werden. Um die mathematischen Formeln aber anwenden zu können, ist ein fundiertes Fachwissen im Bereich Biomechanik und Physik notwendig.  
**Interpretationsobjektivität:** Ist diese hoch, lässt sie bei der Interpretation eines Testergebnisses wenig Spielraum, was bei der Datenanalyse der Fall ist. Signifikante Werte wurden in dieser Studie anhand eines Konfidenzintervalls von 95% festgelegt, wobei ein p-Wert unter 0.05 als signifikant gilt.

- Die **Reliabilität der Messinstrumente** (Reproduzierbarkeit der Messungen) wird mehrheitlich erfüllt.  
Bei den 34 Markern besteht die Gefahr von Messfehlern, da diese trotz Beschreibung (Plug-in gait model) nicht bei jeder Messung 100% identisch angebracht werden können oder möglicherweise auch verrutschen. Die verwendeten Messinstrumente werden zwar erwähnt, aber nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser Bachelorarbeit aber um modernes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, welche Laufanalysen durchführten, verwendet wurde. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt.  
**Retester Reliabilität** (Grad der Übereinstimmung von Messergebnissen zu unterschiedlichen Zeitpunkten):  
Ist unklar, da die Messungen pro Studienteilnehmer nur einmal von einem Forscher durchgeführt wurden. Kein Vergleich möglich.
- **Validität** (Gültigkeit / Treffsicherheit des Instruments) **der Messinstrumente:** nur teilweise erfüllt.

Die Studie befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 3a, da es sich um eine Querschnittstudie handelt.

## Hilftabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Proximal and Distal Kinematics in Female Runners with Patellofemoral Pain

### Zusammenfassung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p><b>Forschungsfrage:</b> Gibt es zwischen Läuferinnen mit und ohne patellofemorale Schmerzen signifikante Unterschiede der Hüft-, Rumpf- und Fusskinematik?</p> <p><b>Hypothese:</b> Läuferinnen mit PFS zeigen grössere max. Hüft-ADD und IR, kontra-laterale Beckenkippung und kontra-laterale Rumpfneigung.</p> <p><b>Nebenhypothese:</b> Läuferinnen mit PFS zeigen grössere max. IR des Unterschenkels, Rückfuss-Eversion sowie vermehrte Vorfuss Dorsalflexion und ABD.</p> <p><b>Forschungsbedarf:</b> Bis jetzt existiert keine Studie zu 'habitual runners', die spezifische PFS während dem Laufen auswiesen.</p> <p><b>Begriffserklärung:</b> Im Anhang befinden sich die Definitionen zu den anatomischen Begriffen.</p>	<p><b>Design:</b> Querschnittstudie: Es handelt sich um ein quantitatives Forschungsdesign, wobei eine deskriptive Untersuchung durchgeführt wird.</p> <p><b>Stichprobe:</b> Frauen zw. 18-45 Jahren → Zufallsstichprobe (lokale Renen und gepostete Flyer)</p> <p><b>1. Schritt</b> <u>Einschlusskriterien:</u> - mind 16km/Woche Laufen - Läuferinnen mit PFS mussten ventralen Knieschmerzen während dem Laufen für mind. die letzten 2 Monate ausweisen können <u>Ausschlusskriterien:</u> - keine rekonstruktiven OPs des Knies in der Vergangenheit - keine Verletzungen der Ux und des unteren Rückens in den letzten 6 Monaten</p> <p><b>2. Schritt (von Physiotherapeuten und Athletiktrainern evaluiert)</b> <u>Einschlusskriterien für PFS:</u> - Sz. Mind. 3/10 VAS - Sz. während retropatellärer oder peripatellärer Palpation oder während Patella-kompression <u>Ausschlusskriterien für PFS:</u> - Bänder, Sehnen und innere Dislokalisierungen - Hx. Keine patelläre Dislokationen, Instabilitäten oder andere gangbeeinflussende Faktoren <u>Ausschlusskriterien für KG:</u> - wenn eine oder mehrere der obigen Kriterien (ausser Kriterium 1) auf sie zutreffen.</p> <p>Interventionsgruppe = 16 Läuferinnen mit PFS Kontrollgruppe = 16 Läuferinnen</p> <p><b>Intervention</b> - funktionelle Hüftgelenkszentrum wurde identifizieren, um den Gelenkwinkel zu bestimmen - Aufwärmen: 3 min. im eigenen Tempo auf Laufband - 2 min. bei 3.3 m/s Laufen auf dem Laufband, wobei 5 aufeinander folgende Schritte gemessen wurden - einheitliche Nike Schuhe: Xccelerator</p> <p><b>Datenerhebung /</b> - Durchschnitte der 5 Versuche jeder Läuferin - Gelenkwinkel mit Kardanwinkel</p>	<p>Keine Unterschiede der Testpersonen bezüglich Grösse, Gewicht und Alter.</p> <p><b>Signifikanter Unterschied:</b> - bezüglich Laufstrecke, da KG 12km/Woche weiter lief als IG. - max. Hüft ADD in PFS Gruppe - max Hüft IR in PFS Gruppe</p> <p><b>Keine sign. Unterschiede:</b> - max kontra-laterale Rumpfneigung in IG - max kontra-laterale Beckenkippung in IG Alle Hüft- und Rumpfvariablen waren im Zusammenhang mit moderaten bis grossen Effektgrössen.</p> <p><b>Fussmechanik signifikanter Unterschied:</b> - max. Unterschenkel IR in IG</p> <p><b>Fussmechanik kein Unterschied:</b> - Rückfuss-Eversion (moderate Effektgrösse) - Vorfuss DF - Vorfuss ABD (moderate Effektgrösse)</p>	<p><b>Beantwortung der Forschungsfrage:</b> Läuferinnen mit PFS haben signifikant grössere max. Hüft-ADD und Hüft-IR. Entgegen den Erwartungen haben die Forscher zwischen den beiden Gruppen keine Unterschiede bezüglich max. kontra-lateraler Rumpfneigung oder kontra-lateraler Beckenkippung gefunden. Abgesehen von einer grössere max. Unterschenkel-IR wurden keine Unterschiede bezüglich Fussmechanik festgestellt.</p> <p><b>Hüft-ADD</b> Ergebnisse einheitlich mit der Arbeit von Willson und Davis (2008). Vorsicht ist geboten bei der Interpretation der Ergebnisse dieser Studie, da das absolute Ausmass der Gruppenunterschiede mässig ausfiel. Es wurde ein grösserer Unterschied bezüglich der Hüft-IR gefunden, was <a href="#">in Bezug zur grösseren Effektgrösse steht</a>.</p> <p><b>Hüft-IR</b> Passend zur Hypothese fanden die Forscher, dass die max. Hüft-IR in der IG signifikant höher ausfiel. Dieses Resultat steht im Gegensatz zu zwei bisherigen Studien. Diese Unstimmigkeiten könnten auf confounding methodological factors zurückzuführen sein: - Normalisierung der Gelenkwinkel - Zeitpunkt der Datenerhebung in der Standphase - die verwendeten kinematischen Modelle - unterschiedliche Einschlusskriterien der Studienteilnehmerinnen Mit den Resultaten von Souza et al., welche eine ähnliche Methodik verwendeten, passt das Ergebnis hingegen überein.</p>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Rumpf und Beckenwinkel mit lab coordinate system</li> <li>- Vorfuss und Rückfusskinematics mit Oxford foot model</li> <li>- Segment Winkel wurde nicht normalisiert zum 'standing calibration' Experiment</li> <li>- max. Gelenkwinkel aus den ersten 75% der Standphase mit Custom labview Code</li> </ul> <p><b>Messinstrumente</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- 15-camera Motion Analysis System: Aufnahme der 3D Marker Bewegungsbahn</li> <li>- Visual 3D Software: Filtrerte Daten, um das funktionelle Hüftgelenkszentrum zu identifizieren und um den Gelenkwinkel zu bestimmen</li> <li>- 4th order Butterworth low pass Filter filterte Daten der Bewegungsbahn Marker</li> </ul> <p><b>Datenanalyse</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Deskriptive Statistik</li> <li>- Unabhängiger Stichproben t-Test</li> <li>- SPSS Version 18.0</li> </ul> <p>Effektgrösse jeder Variable wurde gemäss dem Standard von Portney and Watkins (1993) ermittelt.</p> <p><u>Proximale Variablen waren:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- max. kontra-laterale Rumpfneigung</li> <li>- max. kontra-laterale Beckenkipfung</li> <li>- max. Hüft-ADD</li> <li>- max. Hüft IR</li> </ul> <p><u>Distal Variablen waren:</u></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- max. Unterschenkel IR</li> <li>- max. Rückfuss-Eversion</li> <li>- max. Vorfuss PF</li> <li>- max Vorfuss ABD</li> </ul> <p><b>Ethik</b></p> <p>Studie bewilligt von institutionellen Review-Kammer  →Teilnehmer mussten schriftl. Einverständniserklärung abgeben.</p>		<p><b>Kontra-laterale Beckenkipfung</b></p> <p>Ein grösserer max. kontra-laterale Beckenkipfung entfernen den Schwerpunkt vom Standbein, was die Hüft-ADD stärker beansprucht. Das widerspricht den Resultaten von Wilson und Davis.</p> <p>Ein Grund dafür könnten verschiedene Ausweichmechanismen sein. Ob schwache Hüft-ABD eine Rolle spielen, wurde in dieser Studie nicht untersucht. Weitere Studien sind dafür nötig.</p> <p><b>Max. ipsilaterale Rumpfneigung</b></p> <p>Entgegen ihrer Hypothese fanden die Forscher eine leichte Tendenz zur ipsilateralen Rumpfneigung. Dies kann aber mit vielen vers. Theorien erklärt werden:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Körper versucht, die Rumpfverschiebung nach lateral zu minimieren um Energiebedarf zu senken</li> <li>- reduzierte Rumpfstabilität wird durch Rumpfneigung kompensiert (schwache Rumpfmuskulatur ist gemäss Cowan et al. 2009 in PFS festgestellt worden). Weitere Studien sind aber notwendig.</li> <li>- PFS Rumpfneigung zur schwachen Seite um die Anforderungen an schwache Hüft-ABD zu minimieren.</li> </ul> <p><b>Vorfuss- und Rückfussmechanik</b></p> <p>Resultate dieser Studie stimmen mit den Resultaten von Dierks et al. überein, unterscheiden sich aber von den von drei weiteren Studien).</p> <p>Ein Vergleich mit diesen drei Studien ist aber schwierig, da diese Barfussläufer untersucht haben. Obwohl die Resultate keinen Zusammenhang zur Fussmechanik aufzeigen, sollte dieses Resultat mit Vorsicht genossen werden. Kürzliche Studien haben bezüglich der Behandlung von PFS gute Resultate mit Fussorthesen erzielt. Weitere Studien sind nötig.</p> <p><b>Unterschenkel-IR</b></p> <p>Exzessive Unterschenkel IR ist oftmals verbunden mit exzessiver Rückfuss-Eversion, aufgrund der kinematischen Kupplungs-Beziehung zwischen den zwei Segmenten.</p>
--	---	--	--



		<p>Da die Forscher keine Gruppenunterschiede in der Fuss-Eversion festgestellt haben, gehen sie davon aus, dass die Fussmechanik keinen Einfluss auf die grössere Unterschenkel-IR in der PFS-Gruppe hatte. Eine andere Möglichkeit ist, dass eine abnormale Hüftmechanik den Unterschenkel in vermehrte IR bringt. Die PFS Gruppe zeigte eine grössere Hüft-IR als die KG. Das bringt mit sich, dass proximale Faktoren wichtiger sein könnten als distale Faktoren.</p> <p><b>Limitationen</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Rumpf Model besteht aus einem Segment um den ganzen Rumpf zu repräsentieren</li> <li>- KG legten eine längere Laufstrecke pro Woche zurück</li> <li>- Aufgrund der <a href="#">cross-sectional nature</a> dieser Studie ist Ursache und Folge nicht nachweisbar</li> <li>- PFS ist eine multifaktorielle Disfunktion. Es werden in dieser Studie nur biomechanische Komponenten berücksichtigt.</li> <li>- Rumpf- und Hüftkraft wurde nicht evaluiert → Es braucht weitere Studien um herauszufinden, welche Faktoren – abgesehen von den biomechanischen – das PFS noch beeinflussen.</li> </ul> <p><b>Schlussfolgerung</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- multiplanar Verlust an Hüftkontrolle dieser Kohorte</li> <li>- Diese Resultate bieten eine umfassende Quantifizierung bezüglich der Rolle der proximalen und distalen Kinematik bei PFS und füllt Lücken in der Literatur, welche kürzlich durch den PFSS-Rückgang hervorgehoben wurden.</li> </ul>
--	--	---

## Hilfstabelle zum Arbeitsinstrument für ein Critical Appraisal (AICA)

Referenz: Proximal and Distal Kinematics in Female Runners with Patellofemoral Pain

### Würdigung der Studie:

Einleitung	Methode	Ergebnisse	Diskussion
<p><b>Forschungsfrage:</b> ist klar formuliert.</p> <p><b>Forschungsbedarf</b> wurde ebenfalls nachvollziehbar aufgezeigt:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Mechanik, welche zu PFS führt, ist trotz der hohen Inzidenz, wenig erforscht.</li> <li>- keine Studie hat sich auf Betroffene, welche regelmässig Laufen gehen und ein PFS ausweisen, fokussiert.</li> <li>- es besteht eine Debatte, ob proximale oder distale Faktoren zur Entwicklung eines PFS beitragen.</li> </ul> <p>Zudem gingen die Forscher auf die Relevanz (PFS werden oftmals chronisch, was sich negativ auf die Partizipationsebene der Betroffenen auswirkt) dieser Problematik ein.</p> <p>Die <b>Variablen</b> und deren Zusammenhänge sind in der Literatur begründet. So sind Frauen entwickeln 2:1 mehr Frauen ein PFS als Männer.</p> <p><b>Literaturrecherche</b> ist umfangreich und relevant. Allerdings ist ein Grossteil der erwähnten Literatur aktuell schon älter als 10 Jahre, jedoch noch nicht zum Zeitpunkt dieser Studie (2012).</p>	<p><b>Design:</b> Es handelt sich um eine <i>Querschnittstudie</i>. Die Autoren dieser Studie führen in ihren Limitationen der Studie auf, dass aufgrund des Querschnittscharakters dieser Studie die Ursache und Wirkung nicht nachweisbar ist und zukünftige Studien zur Bestätigung der Resultate nötig sind.</p> <p><b>Stichprobe:</b> <u>Stichprobengrösse:</u> wurde nicht ermittelt</p> <p>Zufallsstichprobe von Läuferinnen aus lokalen Rennen und geposteten Flyern, welche den Ein- und Ausschlusskriterien entsprechen, wird kaum die Risikopopulation repräsentieren. (nur Frauen, nur die Läuferinnen welche die Einverständniserklärung unterzeichnet haben, nur Läuferinnen, welche an diesen Rennen teilgenommen haben, etc.)</p> <p><u>Einschlusskriterien:</u> Zudem beruhen Angaben zu den Einschlusskriterien wie Laufstrecke pro Woche auf Vertrauen, da die Teilnehmer falsche Angaben machen könnten (wurde nicht erwähnt, dass dies kontrolliert wurde).</p> <p><u>Ausschlusskriterien:</u> Dito bezügl. Vorgängiger Verletzungen, Operationen, ventrale Knieschmerzen für mind. die letzten 2 Monate etc.</p> <p>Einschlusskriterien Schmerz VAS vom subjektiven Empfinden der Teilnehmer abhängig.</p> <p><u>Systematischer Bias - Selection Bias:</u> wenn die Aufteilung in die Interventions- bzw. Kontrollgruppe nicht rein zufällig erfolgt, sondern durch – hinsichtlich der Studie – relevante Eigenschaften der Teilnehmer beeinflusst wird (Alter, Grösse, Geschlecht, FFS oder RFS).</p> <p><u>Confounder</u> (Störvariablen) wie Tagesform etc. können nie komplett ausgeschlossen werden, weshalb die interne Validität nie vollständig gegeben ist, was bei Gesundheitswissenschaften typisch ist.</p> <p><b>Messinstrumente</b> Alle Messinstrumente werden im Methodenteil aufgeführt und ausführlich beschrieben. Es wird nicht erwähnt, wer und wie viele Forscher diese Messungen durchgeführt haben. Zudem wurde nie erwähnt, in welchem Verhältnis diese Forscher zu den Studienteilnehmer stehen.</p> <p><b>Wer hat die Daten erfasst?</b> Es ist unklar, wer und wie viele Forscher die Daten erfasst haben.</p>	<p><b>Bezug zur Hypothese?</b> Im Ergebnissteil wird nicht auf die Hypothese eingegangen. Anhand der Ergebnisse kann diese aber im Diskussionsteil teilweise bestätigt und teilweise verworfen werden.</p> <p><b>Resultate mit Tabellen ergänzt?</b> Es wurden alle Variablen, welche in der Hypothese vorkommen, in den Resultaten ausgewiesen. Zudem werden die 8 Variablen in der Tabelle übersichtlich aufgelistet.</p> <p><b>Wozu tragen diese Ergebnisse bei?</b> In Bezug zur Relevanz tragen diese Ergebnisse zur Prävention von patellofemorale Schmerzen im Laufsport bei.</p> <p>Bestätigen oder Verwerfen von Hypothesen, welche anhand von Literatur gemacht wurden.</p>	<p><b>Interpretationen der Ergebnisse nachvollziehbar?</b> Ist nachvollziehbar und detailliert anhand Literatur dargestellt.</p> <p><b>Limitationen der Studie nachvollziehbar?</b> Limitationen werden übersichtlich dargestellt.</p> <p><b>Nicht erwähnte Limitationen?</b> Auf die Limitationen der Stichprobenziehung wird nicht eingegangen. - zu kleine Stichprobe - keine wirkliche Zufallsstichprobe, da Teilnehmer nur von lokalen Rennen und geposteten Flyern rekrutiert wurden und danach noch eine Einverständniserklärung unterzeichnen mussten.</p>

	<p><b>Interventionen auf der Basis von bereits vorhandenem Wissen?</b> Die Begründung der erhobenen Variablen ist in der Literatur in der Einleitung nachvollziehbar begründet.</p> <p><b>Variablen operationalisiert?</b> Variablen wurden messbar gemacht.</p> <p><b>Datenanalyse</b> Unabhängiger Stichproben t-Test (bei einer solchen Stichprobe kann doch nach all den Ein- und Ausschlusskriterien nicht von einer Normalverteilung ausgegangen werden, oder?) Darf man dann noch einen t-Test verwenden?</p> <p>Effektgrösse jeder Variable wurde gemäss dem Standard von Portney and Watkins (1993) ermittelt.</p> <p><b>Ethik</b> institutionellen Review-Kammer, →Teilnehmer mussten schriftl. Einverständniserklärung abgeben.</p>		
--	--	--	--

## Referenz: Proximal and Distal Kinematics in Female Runners with Patellofemoral Pain

### Güte/ Evidenzlage:

- Die **Objektivität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - Standardisierung und Situationsunabhängigkeit:  
**Durchführende Person/en:** Unklar bleibt über die gesamte Studie hinweg, welche und wie viele Forscher jeweils die Datenerhebung, Datenanalyse und Datenauswertung durchgeführt haben. Haben sich diese untereinander abgewechselt oder hat immer derselbe Forscher / dieselben Forscher dieselben Forschungsschritte bei allen Teilnehmern erhoben?
  - Durchführungsort und Zeit:** Darüber wird in der Studie nichts erwähnt. Es ist unklar, ob dieser immer der selbe ist, oder ob der Durchführungsort variiert. Es ist unklar, wie viel **soziale Interaktion** zwischen dem Versuchsleiter und den Studienteilnehmenden stattgefunden hat.
  - Quelle der Finanzierung: Für diese Studie gab es keine Fördergelder. Es wird aber für zwei Forscher – Michael Pohl aus der Abteilung Kinesiologie und Gesundheitsförderung sowie für Christian Lattermann aus der Abteilung orthopädische Chirurgie und Sportmedizin – ein Lohnzuschlag ausgewiesen. Diese stammen von XY.
  - Beurteilung der Untersuchung auf Basis von Expertenmeinungen und Nachbefragungen: Abgesehen von der Beurteilung von Noehren et al. 2010 der instrumentalisierten Ganganalyse mit einer guten Reliabilität wird darüber nicht berichtet.
  - Vergleich der Ergebnisse an unterschiedlichen Orten und in unterschiedlichen Umgebungen: Es wird nichts bezüglich Studienwiederholung erwähnt. Daher kann davon ausgegangen werden, dass es sich um eine einmalige Durchführung handelt. Dies schränkt die Objektivität ein, da die Situations- und Ortsunabhängigkeit dieser Studie nicht vergleichbar ist.
  - Gleichbehandlung der Gruppen: Datenerhebung, Datenanalyse und Datenauswertung deuten nicht auf eine unterschiedliche Behandlung hin. Nur die Ein- und Ausschlusskriterien.
  - Interpretation der Resultate: ist in der Literatur begründet, sind nachvollziehbar und stimmig.
- Die **Reliabilität der Studie** ist teilweise gegeben.
  - Grad an Nachvollziehbarkeit und Replizierbarkeit der Untersuchung: Dieses Kriterium ist bereits bezüglich der Stichprobenerhebung nicht erfüllt. Es ist unklar, was für lokale Rennen das waren (Namen?) und was für gepostete Flyer, anhand denen die Stichprobe erhoben wurde. Es ist unklar, ob eine Stichprobengröße berechnet wurde. Confounder (Störvariablen = Einflussfaktoren, die nicht bedacht wurden) können aber bestehen und folglich die Replizierbarkeit der Untersuchung einschränken. Dies auch deshalb, weil die Untersuchung in dieser Studie nur einmal durchgeführt wurde.
  - Klare Beschreibung des methodischen Vorgehens: In der Methodik wurde nachvollziehbar aufgezeigt, wie die Daten erhoben, aufbereitet, ausgewertet und grösstenteils ausgewiesen, welche Messinstrumente verwendet wurden (z.B. unklar welches Laufband). Allerdings braucht es für das Verständnis der mathematischen Berechnungen fundiertes Wissen im Bereich Biomechanik und Physik.
- Die **Validität der Studie** ist teilweise gegeben
  - Angemessenheit des Forschungsdesigns: Querschnittstudie.
  - Validität des Designs:
- **Interne Validität** ist teilweise gegeben.
  - Inwieweit wird innerhalb der Untersuchung die Effekte einer Exposition (PFS) dargestellt/gemessen?  
**Confounder:** können bei einer Kohortenstudie nicht ausgeschlossen werden. Z.B. Tagesform der Studienteilnehmerinnen? Motivation? Persönlichkeitsmerkmale? etc. Es wird in der Diskussion erwähnt, dass es sich bei patellofemorale Schmerzen um ein multifaktorielles Krankheitsbild handelt. Es bleibt in diesem Fall unklar, ob alle Einflüsse bekannt sind und eliminiert werden können. Allerdings ist dies in den Gesundheitswissenschaften nur mehr oder weniger möglich, da  
**Selektionsbias:** denn die Aufteilung in die Studien- / Kontrollgruppen sind nicht rein zufällig erfolgt, sondern durch relevante Eigenschaften der Teilnehmer beeinflusst.  
**Performance Bias:** keine Hinweise  
**Observer-Bias:** mangelnder Verblindung von Untersuchenden, Therapierenden und Teilnehmenden.
- **Externe Validität:** ist teilweise gegeben.
  - Generalisierbarkeit der Ergebnisse: Die Ergebnisse dieser Studie lassen sich aufgrund der Stichprobe nicht generalisieren (Nur Studienteilnehmer ohne vorherige Verletzungen und Operationen, Männer ausgeschlossen. Dies entspricht nicht der Risikogruppe, diese beinhaltet auch Männer sowie Laufsportlerinnen und -sportler mit einer Vorgeschichte bezüglich Operationen und Verletzungen, etc.)
- Die **Objektivität** (Unabhängigkeit des Tests von den Rahmenbedingungen) **der Messinstrumente:** wird teilweise erfüllt  
**Durchführungsobjektivität:** teilweise gegeben. Da der Test nur einmal durchgeführt wurde bleibt unklar, ob die Messinstrumente immer auf das gleiche Resultat gekommen wären. Die Marker der instrumentalisierten Ganganalyse können unterschiedlich angebracht werden (je nach Untersucher und Testperson), zudem können diese verrutschen.

**Auswertungsobjektivität:** kann zum einen durch genaue Auswertungsregeln erzeugt und zum anderen durch die Bestimmung der Übereinstimmung von mehreren Testauswertern überprüft werden. Letzteres hat in dieser Studie nicht stattgefunden.

**Interpretationsobjektivität:** Ist dann erreicht, wenn verschiedene Wissenschaftler/-innen über Personen mit demselben Testergebnis dieselben Schlussfolgerungen ziehen.

**Inter-Rater-Reliabilität:** Unklar, da die Messungen pro Person nur einmal von einem Forscher durchgeführt wurden. Kein Vergleich möglich.

- Die **Reliabilität** (Reproduzierbarkeit der Messung) **der Messinstrumente** wird mehrheitlich erfüllt.

→ werden mittels Korrelation geschätzt

Die verwendeten Messinstrumente werden zwar erwähnt, aber nicht auf deren Reliabilität eingegangen. Es handelt sich gemäss den Recherchen der Autorinnen dieser Bachelorarbeit aber um modernes Equipment, das in verschiedenen Studien im Bereich Biomechanik und Physik, welche Laufanalysen durchführten, verwendet wurde. Somit kann davon ausgegangen werden, dass es sich um zuverlässige Messinstrumente handelt. Ausgewiesen wird die Reliabilität der instrumentalisierten Ganganalyse, welche gemäss Noehren et al. 2010 gut ist.

**Retester Reliabilität** (Grad der Übereinstimmung von Messergebnissen zu unterschiedlichen Zeitpunkten): Unklar, da die Messungen pro Person nur einmal von einem Forscher durchgeführt wurden. Kein Vergleich möglich.


- **Validität** (Gültigkeit – Treffsicherheit des Instruments) **der Messinstrumente:** wird teilweise erfüllt.

**Inhaltsvalidität:** lässt sich schwer prüfen und beruht auf der Kenntnis von Experten des jeweiligen Fachgebiets – in diesem Fall der Biomechanik und der Physik.

Die Studie befindet sich gemäss der Evidenztabelle von Mangold (2011, S. 91) auf dem Level 4, da es sich um eine Querschnittstudie handelt.

# Anhang: Tegner activity scale

## Tegner activity scale

  
 Fortbildungen für orthopädische Medizin und manuelle Therapie


**TAS – Tegner activity scale**  
 –  
**Validierte deutsche Version (Wirth 2013)**

Mit den nachfolgenden Fragen möchten wir untersuchen, wie gut Ihre Alltags- und sportartspezifische Funktion ist.

Bitte lesen Sie die nachfolgende Aufstellung durch. Beurteilen Sie ihren Aktivitätsstatus und kreuzen Sie die betreffende Spalte an.

  
 Fortbildungen für orthopädische Medizin und manuelle Therapie

Aktivitätsgrad	Tätigkeit	Wertung
Wettkampfsport – auf nationalen und internationalem Niveau	• Fußball, Ski alpin (auf nationalem oder internationalem Niveau)	10
Wettkampfsport	• Eishockey, Ringen, Turnen, Fußball, Ski alpin (auf regionalem Niveau)	9
Wettkampfsport	• Snowboard, Badminton, Squash, Leichtathletik (Sprungdisziplinen)	8
Wettkampfsport	• Tennis, Leichtathletik, (Lauf- und Wurfdisziplinen), Geräteturnen, Handball, Basketball, Orientierungslauf, Crosslauf	7
Freizeitsport	• Eishockey, Fußball, Ski alpin	6
Freizeitsport	• Badminton, Tennis, Squash, Basketball, Handball, Volleyball, Orientierungslauf, Crosslauf, Snowboard, Aerobic (high impact), Joggen (mindestens 5x die Woche)	
Wettkampfsport	• Radfahren, Skilanglauf, Eiskunstlauf	5
Freizeitsport	• Turnen, Gymnastik, In-line-skating, Klettern, Bergsteigen, Skitouren, Schneeschuhlaufen, Joggen auf unebenem Boden (mindestens 2x die Woche)	
Arbeit	• Schwere körperliche Arbeit (Bauarbeit, Waldarbeit)	4
Freizeitsport	• Skilanglauf, Radfahren, Tanzen, Aerobic (low impact), Bergwandern (abwärts), Joggen auf ebenem Boden (mind. 2x die Woche)	
Arbeit	• Mittelschwere körperliche Arbeit (schwere Hausarbeit)	3
Wettkampf- und Freizeitsport	• Schwimmen, Wandern, Walking, Kegeln, Bowling	
Arbeit	• Leichte körperliche Arbeit	2
Gehen	• Querfeldein ist möglich	
Arbeit	• Vorwiegend sitzende Tätigkeit	1
Gehen	• Auf ebenem Boden möglich	
Arbeit	• Sitzende Tätigkeit	0
Gehen	• Nur auf ebenem Boden möglich	
Arbeit	• Arbeitsunfähig oder berentet aufgrund von Knieproblemen	0
Gehen	• Nur eingeschränkt möglich	

  
 Fortbildungen für orthopädische Medizin und manuelle Therapie

**Auswertung:**

- Ein hohe Wertung spricht für einen sehr aktiven Lebensstil
- Die Skala eignet sich zur Verlaufskontrolle, insbesondere um den prä- und postoperativen Status oder die Wirksamkeit von anderen Behandlungsmöglichkeiten zu vergleichen.
- Die minimal klinisch relevante Veränderung beträgt 1,4 Punkte (Wirth et al. 2013)

**Quellen:**

Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. *Clinical Orthopaedics*. 1985; 198: 43-49.

Wirth B, Meier N, Koch PP et al. Entwicklung und Evaluation einer deutschen Version der Tegner Aktivitätsskala zur Erfassung der Funktion nach einer Verletzung des vorderen Kreuzbandes. *Sportverletzung & Sportschaden*. 2013; 27: 21.

FOMT GbR  
 Frank Diemer, Volker Sutor und Nedeljko Gorets  
 Wiesbadener Str. 16  
 70572 Stuttgart  
[www.fomt.info](http://www.fomt.info), [info@fomt.info](mailto:info@fomt.info)