



universität
wien

Diplomarbeit

Titel der Diplomarbeit

„Zu Ursachen und Quantifizierung der
Knieachseninstabilität beim Laufen“

Verfasser

Markus Lombardini

Angestrebter akademischer Titel

Magister der Naturwissenschaften (Mag. rer.nat.)

Wien, im November 2008

Studienkennzahl lt. Studienblatt: A 481 295

Studienrichtung lt. Studienblatt: Sportwissenschaft/ Fächerkombination

Prävention/Rekreation

Betreuer: Ao. Univ-Prof. Dipl.-Ing Dr. techn. Dr. med. Dr. phil. Thomas Angeli

1 Inhaltverzeichnis

1	INHALTVERZEICHNIS	3
2	VORWORT	5
3	FRAGESTELLUNG.....	7
4	LITERATURBESPRECHUNG	7
4.1	AUS DER SICHT DES LÄUFERS/TRAINER/RATGEBERS	7
4.1.1	<i>Grundlagen des Laufens</i>	7
4.1.2	<i>Vier-Phasen-Modell</i>	7
4.2	AUS DER SICHT DER BIOMECHANIK/MEDIZIN	9
4.2.1	<i>Biomechanik vom Gehen und Laufen</i>	10
4.2.1.1	Biomechanische Beschreibungen und Termini:	10
4.2.1.2	Biomechanisches Phasenmodell	12
4.2.1.3	Winkeländerungen und Winkelgeschwindigkeiten:	13
4.2.1.4	Auftretende Kräfte:	15
4.2.1.5	Muskelaktivitäten:	18
4.2.2	<i>Medizinische Aspekte beim Laufen</i>	19
4.2.3	<i>statische Beobachtung</i>	20
4.2.3.1	Rotationen	20
4.2.3.2	Achsfehlstellungen:	25
4.2.3.3	Anatomische Achse	27
4.2.3.4	Collum-Corpus-Winkel	27
4.2.3.5	Gelenks-Orientierung	28
4.2.3.6	Bandlaxizität	29
4.2.3.7	Pronation/ Supination	30
4.2.3.8	Vermessung / Druck / Kraft	31
4.2.3.9	Fehlstellungen durch muskuläre Dysbalancen:	32
4.2.4	<i>Dynamische Beobachtung</i>	34
4.2.4.1	Medialer Kollaps	37
4.2.4.2	Schmerzlokalisierung	38
4.2.4.3	Laufverletzungen	38
4.2.4.4	Arthrose	45
4.2.4.5	Achilles Sehne	47

5	EMPIRISCHE STUDIE.....	48
5.1	ZIELSETZUNG	48
5.2	PROBANDENKOLLEKTIV	48
5.3	UNTERSUCHUNGSMETHODEN UND ABLAUF.....	48
5.3.1	<i>Markerpositionierung.....</i>	<i>50</i>
5.3.2	<i>Berechnung der Winkel.....</i>	<i>53</i>
5.3.3	<i>Berechnete Winkel.....</i>	<i>53</i>
5.3.4	<i>Versuchsaufbau</i>	<i>58</i>
5.4	ERGEBNISSE	59
6	DISKUSSION	76
7	LITERATURVERZEICHNIS.....	83
8	ANHANG	88
8.1	PROGRAMMCODES IN R-CRAN.....	88
8.2	ZUSAMMENFASSUNG.....	103
8.3	ABSTRACT.....	103
8.4	LEBENS LAUF.....	105

2 Vorwort

Immer mehr Menschen in Österreich laufen regelmäßig in ihrer Freizeit.

Seit Jahren versuchen die verschiedensten Wissenschaftsdisziplinen auf ihre Weise, die einerseits im allgemeinen Verständnis, simple Handlung, andererseits, das höchst komplexe Phänomen „Laufen“ zu beschreiben, analysieren und zu hinterfragen. Die Wissenschaftsgebiete reichten von Physiologie, Orthopädie, Immunologie, Onkologie, Psychologie, Soziologie, Pädagogik, Biomechanik bis hin zur Materialforschung, betreffend Schuhe und Böden.

Die Forschung kann heute einige positive Effekte als gesichert betrachten. So z. B. die Verbesserung des Herz-Kreislauf-Systems, der Immunabwehr, das verringerte Auftreten von Depressionen, die schnellere Genesung von onkologischen Patient(inn)en usw. Die Liste scheint schier endlos zu sein. Darf jedoch, ob dieser vielen positiven Effekte der induktive Schluss gezogen werden, Laufen sei für jedermann/jede Frau das geeignete Mittel die gewünschten Verbesserungen herbei zu führen. Wie sieht es bei Personen mit Adipositas aus? Liegt hier ein Risiko vor, durch das Laufen zwar einerseits das Herz-Kreislaufsystem zu verbessern, aber durch das erhöhte Körpergewicht auf Dauer orthopädische Probleme zu entwickeln. Vor allem, liegen für jeden erwachsenen Menschen dieselben Voraussetzungen vor? Oder haben sich diese seit der Kindheit verändert, jene Zeit als Laufen noch einfach war und einfach nur Spaß gemacht hat.

Können die koordinativen, konditionellen Voraussetzungen das gewünschte Technikleitbild überhaupt erfüllen? Beobachtet man Läufer(innen) auf unterschiedlichem Untergrund und variablen Steigungen so fällt einem auf, dass ein Teil der Athlet(inn)en während der vorderen Stützphase mit dem Knie entweder medial oder lateral ausweicht und somit dem Technikleitbild, vor allem der Forderung nach Achsenstabilität nicht nachkommt.

Überlegungen sowohl nach dem jeweils optimalen Vortrieb, als auch nach der Vermeidung von einseitigen Belastungen von Strukturen, die mitunter medizinische Probleme nach sich ziehen können, bieten Anlass, diese Ausweichbewegungen nach ihrem Auftreten zu quantifizieren bzw. deren Ursachen zu hinterfragen.

3 Fragestellung

Der zugrunde liegenden Beobachtung, dass die Beinachse während der Stützphase eines Laufschrilles nicht stabil gehalten werden kann, muss nun die Frage nach den Ursachen gestellt werden. Weiters soll indes geklärt werden ob Abweichungen, in welcher Form auch immer, quantifiziert werden können. Es soll auch geklärt werden in welchen Bereichen Abweichungen auftreten können. Um dem Wunsch nach Verbesserung nach zu kommen, soll auch noch die Frage geklärt werden, wie Achsabweichungen eventuell korrigiert werden können und welche Voraussetzungen dafür erfüllt werden müssen.

4 Literaturbesprechung

4.1 Aus der Sicht des Läufers/Trainer/Ratgebers

4.1.1 Grundlagen des Laufens

Nimmt man die allgemeine Literatur zum Thema Laufen zur Hand, so findet man eine Unmenge an Information betreffend der Körperhaltung während eines Laufschrilles. Anfangen von Kopf-, Arm-, Rumpfhaltung über die Finger bis hin zu ausgedehnten Abhandlungen über den optimalen Fußaufsatz. Im Wesentlichen beschreiben die meisten Autoren den Bewegungsvorgang, um den Vortrieb zu optimieren bzw. Verspannungen oder gar Verletzungen zu vermeiden.

Modelle um einen Laufschrill zu beschreiben unterscheiden sich meist in der Anzahl der Phasen, die zu beobachten sind. So findet man zwei, drei, vier, fünf und sechs-Phasen-Modelle. Die Abschnitte werden jeweils in vordere, mittlere oder hintere Stütz- oder Schwungphase unterteilt.

Das Vier-Phasen-Modell sei hier, ob seiner häufigen Verwendung im deutschen Sprachraum, hier in Anlehnung an Jonath (1995), zu beschreiben.

4.1.2 Vier-Phasen-Modell

Vordere Stützphase

Beginnt mit dem Aufsetzen des vorderen Fußes auf der Außenkante des Fußballens. Der Aufsetzpunkt liegt möglichst nahe der senkrechten Körperschwerpunktsprojektion. Der Fußaufsatz erfolgt möglichst geradlinig. Hauptaufgaben liegen im Stützen und Abfedern des Körpergewichts des/der Läufers/Läuferin.

Hintere Stützphase

Genaue Abgrenzungen zur vorderen Stützphase liegen nicht vor. Diese Phase hat ebenfalls stützende Funktion sowie die Entwicklung der optimalen Abdruckkraft entsprechend der Schrittlänge in Abhängigkeit der Geschwindigkeit. Das Bein wird am Ende der Phase fast vollkommen gestreckt.

Hintere Schwungphase

Mit dem Verlassen des Fußes vom Boden, beginnt die hintere Schwungphase. Sie dient der Vorbereitung eines entspannten Vorschwings des Unterschenkels.

Vordere Schwungphase

Diese Phase ist gekennzeichnet durch ein Vorschwingen des Fußes bis zum Aufsetzen des Fußes zum Stütz. Die Arme haben in dieser Phase eine ausgleichende Funktion.

Die Beschreibung der Lauftechnik endet jedoch nicht mit dem Aufsatz und Abdruck des Fußes, sondern diese sind unter anderem das Resultat der Gesamtkörperbewegung. So haben sich in den Jahren technische Leitbilder etabliert, die in mehr oder weniger wissenschaftlichen Rahmen erarbeitet und publiziert wurden.

Folgend den Angaben einiger Autoren aus dem deutschsprachigen Raum (Czioska, 2000; Luijpers & Nagiller, 2001; Peters, 1996; Steffens & Grüning, 2000; Steffny, 2006; Steffny & Pramann 2000; Wessinghage, 1996; Wöllzenmüller, 2004) kennzeichnen lockere, entspannte Bewegungen einen ökonomischen Laufstil. Die Hände sind locker zu halten und werden nicht zur Faust geballt. Der Ellbogen ist ca. im Rechten Winkel gebeugt und die Arme pendeln dabei diagonal zum Schritt, aus einer Bewegung im Schultergelenk, locker mit. Schulter-, Rücken- und Nackenmuskulatur ist dabei ebenfalls weit möglichst entspannt.

Die meisten Angaben in der laufspezifischen Literatur werden zu Bewegungen in der Sagitalebene gemacht. Vereinzelt sind Empfehlungen zu finden die von einer übertriebenen Verwindung im Oberkörper absehen (Jonath, 1996). Die Notwendigkeit einer parallelen Armführung im Vorpendeln wird ebenfalls angesprochen. Steffny (2006) schreibt darüber hinaus, dass bei einer steifen Oberkörperhaltung das lockere Armschwingen durch Vor- und Zurückschwingen der Schulter ersetzt wird. Der Drehpunkt befindet sich infolge an der Körperachse, anstatt im Armgelenk. Das Pendeln des Rumpfes muss dabei unnötig muskulär korrigiert werden.

„Die natürliche Gegenreaktion der Verdrehung des Oberkörpers ist ein X-Beinartiges seitliches Ausscheren der Beine in die Gegenrichtung.“ (Steffny, 2006, S.282)

Es darf jedoch in Frage gestellt werden, ob die muskuläre Korrektur sich tatsächlich nur auf X-Bein Bewegungen beschränkt oder ob das Pendeln des Rumpfes mannigfaltige Probleme oder zumindest aus ökonomischer Sicht zu hinterfragende Bewegungen mit sich bringt.

Weiters, so die Forderung, sollen die Füße geradlinig aufgesetzt werden und der Abdruck hauptsächlich über den Großzehenstrahl erfolgen.

Aussagen zu Achseninstabilitäten, vor allem der unteren Extremität, sind in der Literatur zum Thema Laufen im Allgemeinen nicht zu finden.

4.2 Aus der Sicht der Biomechanik/Medizin

Die vorangegangene Analyse der Literatur bezog sich in erster Linie auf jene Autoren, die das Laufen als motorischen Gesamtkomplex betrachten und daher aus dem Kontext der natürlichen, entspannten Bewegung Empfehlungen und Richtlinien ableiten.

Aus der Sicht der Sportwissenschaft bzw. der Medizin ergeben sich jedoch weitere Bereiche und Zielsetzungen, Gelenksstellungen und Bewegungen während eines Laufschrilles zu analysieren.

- ✓ Optimierung des Vortriebes zum Zwecke der leistungssportlichen Entwicklung.
- ✓ Analyse von Belastungen einzelner Strukturen des Bewegungsapparates.
- ✓ Vermeidung von Schmerzen und Heilung von pathologischen Veränderungen.
- ✓ Sportgeräteentwicklung (Schuhe, Hallenböden)
- ✓ Ätiologie von läufer-typischen Beschwerden

Die einzelnen Forschungsthemen und Interessen verschwimmen zunehmend, da die Methoden der Fachgebiete ähnlich gelagert sind.

4.2.1 Biomechanik vom Gehen und Laufen

Der Unterschied vom Mensch zum Tier ist der aufrechte Gang. Im Laufe der Evolution haben sich für beide Bewegungsformen, Muster entwickelt, die heutzutage in der Wissenschaft als „normal“ angesehen werden. Die Ausrichtung der Füße erfolgt gerade in die Fortbewegungsrichtung. „Natürliche“ Rotationen des Beines sind wissenschaftlich nicht bestätigt bzw. regelmäßig beobachtet worden. Gemeinsam weisen beide Abläufe sowohl eine Schwung- als auch Stützphase auf. Beim Laufen fehlt jedoch die Doppelstützphase, d.h. beide Füße berühren zur gleichen Zeit den Untergrund. Im Gegensatz dazu weist der Lauf eine Flugphase auf. Analog zur Doppelstützphase hat in dieser Phase kein Fuß Bodenkontakt.

4.2.1.1 Biomechanische Beschreibungen und Termini:

Gangzyklus G_z :

Ein Gangzyklus beschreibt dabei den zeitlichen Ablauf vom Fersenkontakt eines Beines bis zum darauf folgenden des Selben.

Während einem oder mehreren Zyklen können weitere Faktoren zur allgemeinen Bestimmung des Gangbildes ermittelt werden.

Zykluszeit t_z :

Als Zykluszeit wird die Zeit eines Gangzyklus' bezeichnet.

Zyklusfrequenz $f_z [\frac{1}{Min}]$:

Die Zyklusfrequenz beschreibt die Anzahl der Zyklen, die pro Minute stattfinden.

Schrittzeit $t_s [ms]$:

Als Schrittzeit wird die Zeit zwischen dem Fußaufsatz eines Fußes bis zum Aufsatz des Anderen bezeichnet.

In den meisten Fällen werden symmetrische Verteilungen für rechts und links angenommen.

$$t_s = \frac{t_z}{2}$$

Bodenkontaktzeit $t_c [ms]$:

Jene Zeit vom Aufsetzen der Ferse, des Ballens oder gesamten Fußes bis zum Verlassen des Selben über die Zehen.

Während des Ganges nimmt die Bodenkontaktzeit ca. 60% des Zyklus ein. Beim Laufen beträgt der Anteil, durch die Länge der Flugphase mit zunehmender Geschwindigkeit nur noch ca. 30-40% bis zum Sprint (hier bei einer Geschwindigkeit von ca. 7,7 m/s) von nur noch 22% (Mann & Hagy, 1980; Mann, Moran & Dougherty, 1986; Thordarson, 1997; Arendse, Noakes, Azevedo, Romanov, Schwellnus & Fletcher, 2004).

Ein schneller, dynamischer Laufstil ist durch kurze Kontaktzeiten gekennzeichnet. In Tabelle 1 ist ersichtlich, wie sich die Kontaktzeiten mit der Geschwindigkeit ändern. Zur besseren Lesbarkeit wurden die Geschwindigkeit [Min/km] und die einseitige Stützphase (unter der Annahme von zeitsymmetrischen Stützphasen) den Zahlen von Mann et al. hinzugefügt.

Tabelle 1: Geschwindigkeit und Stützphasen im Gehen und Laufen (erweitert von Mann et al., 1986)

	v [m/s]	v [km/h]	v [Min/km]	Zykluszeit [ms]	Stützphase [ms]	Stützphase einbeinig [ms]
Gehen	1,32	4,8	12:37	1000	620	
Joggen	3,31	11,9	5:02	800	260	130
Laufen	4,77	17,2	3:29	700	220	110
Sprint	10,8	38,9	1:32	540	140	70

Flugzeit t_f [ms]:

Analog zu Bodenkontaktzeit wird die Flugzeit zwischen dem Verlassen des Beines bis zum Aufsetzen des Nächsten gemessen.

Schwungzeit t_{sw} [ms]:

Jene Zeit zwischen dem Verlassen des Bodens und dem Wiederaufsetzen eines Beines.

Zykluslänge l_z [m]:

Die Zykluslänge beschreibt den Weg den sich der Körperschwerpunkt pro Zyklus in Laufrichtung bewegt. Sie kann mit Hilfe der Laufgeschwindigkeit und der Zyklusfrequenz berechnet werden.

$$l_z = \frac{v}{f_z}$$

Schrittlänge [m]:

Die Schrittlänge ergibt sich analog zu Zykluszeit und Schrittzeit aus der Länge zwischen zwei aufeinander folgenden Bodenkontakten.

Kontaktlänge l_c [m]:

Die Kontaktlänge ergibt sich aus dem Produkt von Bodenkontaktzeit und Geschwindigkeit und beschreibt die zurückgelegte Distanz des Körperschwerpunktes während des Bodenkontaktes.

$$l_c = v \cdot t_k$$

4.2.1.2 Biomechanisches Phasenmodell

Zur biomechanischen Beschreibung werden die Stütz- sowie die Schwungphase in Anlehnung an Mann, Moran und Dougherty (1986) weiter unterteilt (siehe Abb.1).

Stützphase:

- | | |
|-----------------|---|
| „foot-contact“: | vom initialen Bodenkontaktes des Fußes bis zur Übernahme der vollen Last |
| „mid support“: | von der Übernahme der vollen Last bis zum Beginn der Plantarflexion im Sprunggelenk |
| „toe off“: | von Beginn der Plantarflexion bis zum Verlassen des Fußes von der Untergrundfläche |

Flugphase:

- | | |
|-------------------|---|
| „follow-through“: | vom verlassen des Fußes vom Boden bis zu maximalen Streckung in der Hüfte |
| „forward swing“: | von der maximalen Extension bis zur maximalen Flexion in der Hüfte |
| „foot descent“: | bis zum wiederaufsetzen des Fußes am Boden. |

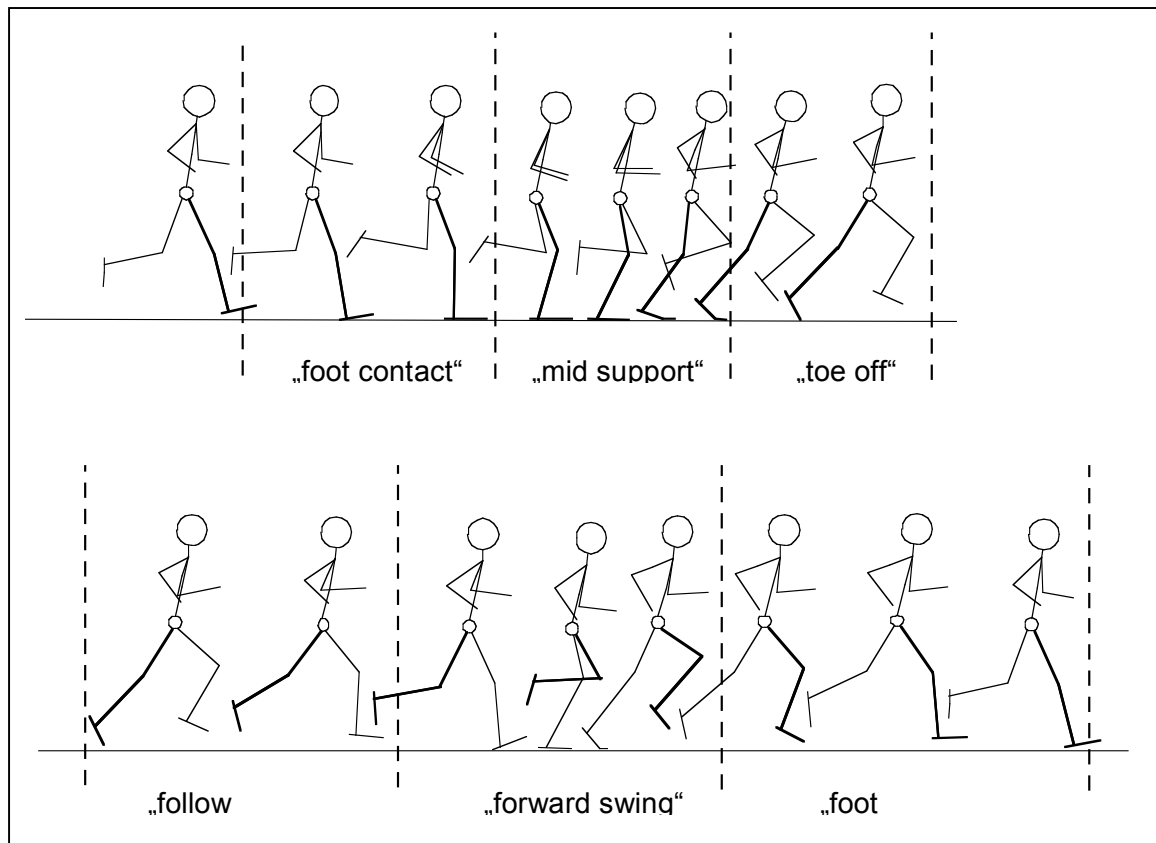


Abb. 1: Phasen eines Gangzyklus' nach Mann et al. (1986)

4.2.1.3 Winkeländerungen und Winkelgeschwindigkeiten:

Sowohl die Flug-, als auch die Stützphasen werden durch markante Gelenkwinkel beschrieben. Ihre Verläufe verändern sich mit der Geschwindigkeit, sodass es bei höheren Geschwindigkeiten zu einem größeren „range of motion“ (in folgendem ROM) kommt. Für den Hüftwinkel bedeutet das in der Stützphase einen Winkel von 50° Grad beim Aufsetzen des Beines (in Flexion) und einem Winkel von 15° bei verlassen des Bodens (in Hyperextension). Mit zunehmender Geschwindigkeit verringert sich dabei der Winkel bis zu 5° in der Hyperextension. In Untersuchungen von Mann et al. (1986) wurden jedoch keine linearen Veränderungen festgestellt, das heißt bei Geschwindigkeiten um $4,77 \text{ m/s}$ ($3:30 \text{ Min/km}$) betrug der Hüftwinkel nur 5° , jedoch bei niedrigeren und höheren Laufgeschwindigkeiten ($3,31 \text{ m/s} = 5:02 \text{ Min/km}$ und $10,8 \text{ m/s}$ – würde, zur Veranschaulichung, $9,3 \text{ s/100m}$ entsprechen) wurden größere Winkel als 15° festgestellt. Es sei hier angemerkt, dass es bei größeren, gemessenen Winkeln auch zu einem kippen des Beckens nach anterior gekommen sein kann. Für die Hüftbeugewinkel stellte die Forschergruppe mit steigender Geschwindigkeit Werte

zwischen 40° und 80° Grad fest. Bei allen Geschwindigkeiten wurde die maximale Hüftextension bei, oder kurz nach, verlassen des Bodens gemessen. Die maximale Hüftflexion wurde nach 2/3 der Schwungphase zum Zeitpunkt des „toe off“ des kontralateralen Beines gemessen.

Der Kniewinkel hingegen veränderte sich bei Geschwindigkeiten zwischen 5:02 und 3:30 Min/km in der Stützphase zwischen 40° und 60°, wobei es bei Geschwindigkeiten von 10,8 m/s zu keiner Flexion des Knies in der Stützphase kam. In der Schwungphase wurden Beugewinkel je nach Geschwindigkeit zwischen 110° und 130° gemessen.

Im Sprunggelenk kommt es bei jeder Geschwindigkeit zu einer Dorsalflexion nach dem Aufsetzen des Fußes. Dies geschieht über die Zeitdauer der ersten 50% der Stützphase. Der Fuß setzt dabei, nach den Daten von Mann et al. (1986) in einer Dorsalflexion bei Geschwindigkeiten zwischen 5:02 und 3:30 Min/km von 18°-12° auf und in einer Plantarflexion von 8° bei Geschwindigkeiten von 10,8 m/s auf. Dabei fällt auf, dass bei zunehmender Geschwindigkeit das Sprunggelenk bereits in einer Plantarflexion aufgesetzt wird. Trotzdem wird darauf folgend das Sprunggelenk dorsal flexiert. Die Winkeländerungen betragen dabei zwischen 10° und 15°. Die Winkeländerungen für die Plantarflexion betragen 45°, wobei sich diese im Sprint auf 35° verringern.

Wie oben erwähnt, wird mit zunehmender Geschwindigkeit der ROM größer. Ebenso kommt es bei absinken des Körperschwerpunkts zu einer verstärkten Knie- und Hüftbeugung, sowie einer verstärkten Dorsalflexion im Sprunggelenk. Der vergrößerte ROM hat dadurch bei zumindest gleich bleibender Laufgeschwindigkeit eine größere Winkelgeschwindigkeit in den einzelnen Segmenten zur Folge.

Werden höhere Laufgeschwindigkeiten daher aus dem vergrößertem ROM und der damit verbundenen vergrößerten Schrittlänge oder durch höhere Winkelgeschwindigkeiten und damit höhere Schrittfrequenzen realisiert?

Weyand, Sternlight, Bellizzi und Wright (2000) konnten in einer Untersuchung feststellen, dass unabhängig bei welchen Laufgeschwindigkeiten, gesteigerte Geschwindigkeiten zuerst durch eine Anpassung, also eine Vergrößerung der Schrittlänge und als folgende Regulation, je näher der Maximalgeschwindigkeit, durch eine Erhöhung der Schrittfrequenz zustande kamen. Ähnliche Beobachtungen machten Mercer, Vance, Hreljac und Hamill (2002), sowie Dillmann (zit.n. Mercer et al., 2002) und Luhtanen und Komi (zit.n. Mercer et al. 2002). Mercer et al. (2002) konnten eine Erhöhung der Schrittlänge um 17% pro 1 m/s im Geschwindigkeitsbereich von 50-100% messen. Interessanterweise spielt bei höheren Frequenzen die schnellere Repositionierung des Beines eine untergeordnete Rolle. In ihren Untersuchungen konnten Weyand et al. (2000)

zeigen, dass sich die Zeiten der Schwungphase der schnellsten 100m-Läufers der Welt und einer Geschwindigkeit von 11,1 m/s zu jenen Proband(inn)en mit deutlich reduzierter Maximalgeschwindigkeit von 6,2 m/s nur minimal unterschieden (0,320s zu 0,344s). Im Vergleich dazu reduzierte sich die Kontaktzeit um ca. die Hälfte, ähnlich zu den Untersuchungen von Mann et al. (1986).

Mercer et al. (2002) berichten unter anderem auch von dem Fehlen einer Plateaubildung der Schrittlänge nahe der Maximalgeschwindigkeit. Die Forschergruppe vermutet, dass dies durch die Verwendung einer Laufbandmessung zu Stande kam. Dieselben Autoren berichten über Studien von Frishberg (1983), Nigg et al. (1995) und Elliott und Blansby (1976) die kürzere Schrittlängen bei Messungen auf Laufbändern im Vergleich zu Bahnmessungen erheben konnten. Diese Unterschiede in der Unterschenkelkinematik erklären nach Mercer et al. (2002) die fehlende Plateaubildung. Luhtanen und Komi (zit.n. Mercer et al., 2002) konnten in ihrer Untersuchung jedoch ein Plateau der Schrittlänge zeigen, wobei in dieser Studie eine Hallenbahn verwendet wurde.

Die Ergebnisse der einzelnen Untersuchungen zeigen, dass Veränderungen in der Geschwindigkeit keine lineare Veränderungen der Winkel und Kontaktzeiten zeigen und die Regulation mitunter individuell nach den Fertigmustern geschieht. Aussagen über optimale Verläufe scheinen daher nur schwer möglich zu sein.

4.2.1.4 Auftretende Kräfte:

Wird die Schrittlänge oder die Schrittfrequenz verändert, so hat dies Einflüsse auf die auftretenden Kräfte im System. Wird bei konstanter Geschwindigkeit die Schrittlänge vergrößert, was eine niedrigere Schrittfrequenz zur Folge hat, so steigt die Stoßbelastung an. Derrick et al. (zit.n. Mercer et al., 2002) konnte weiters in seinen Untersuchungen eine besondere Sensibilität für Stoßbelastung durch Variation der Schrittlänge feststellen. Die Stoßbelastung wurde in diesem Fall mittels Beschleunigungssensoren gemessen. Die Wahl des Messpunktes unterscheidet dabei die Messergebnisse maßgeblich. So steigen die maximalen Beschleunigungswerte gemessen am Bein deutlich stärker an, als bei den Messungen am Kopf. Während bei 50% der Maximalgeschwindigkeit am Bein durchschnittlich 6,1g gemessen wurden, brachten die Ergebnisse am Kopf nur 1,4g. Deutlicher werden die Unterschiede bei höheren Geschwindigkeiten. So wurden bei individuellen Maximalgeschwindigkeiten am Bein 10,9g und am Kopf lediglich 1,9g festgestellt, wobei die Streuung gemessen am Kopf sogar kleiner wird. Unterschiede in der Positionierung der Beschleunigungssensoren betreffend deren sensiblen Achsen

weisen dabei nur geringe Abweichungen der Ergebnisse auf, bei 40% Verlängerung der Schrittlänge nur 0,1g (Mercer et al., 2002).

Die obigen Zahlen verdeutlichen, dass bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten durch die Beschleunigung der Gesamtmasse höhere Kräfte auftreten, jedoch durch mehrere Segmente aufgenommen werden und am Kopf in ihren Ausprägungen nicht mehr gemessen werden können. Die Unterschenkelgeometrie während des Fußaufsatzes scheint dabei einen starken Einfluss zu haben. Simulationen von Gerritsen et al. (zit.n. Mercer et al., 2003) ergaben einen Anstieg der Bodenreaktionskraftspitzen von 68N pro Grad Änderung des Beinwinkels. Für die Änderungen im Sprunggelenk ergaben die Berechnungen sogar 85N pro Grad.

Nach Untersuchungen von Mann und Hagy (1980) sowie Mercer et al. (2003) ist für die Absorption des Impacts hauptsächlich eine verstärkte Flexion im Kniegelenk verantwortlich.

Unterschiede in der Bodenreaktionskraft sind auch bei unterschiedlichen Laufstilen zu messen. Je nach dem, an welchen Punkt des Fußes der initiale Bodenkontakt stattfindet, wird der Laufstil entsprechend benannt.

So findet beim Fersenlauf der erste Kontakt mit der Ferse und beim Ballenlauf mit dem Fußballen statt. Ein Mittelding aus diesen beiden Laufstilen ist der Mittelfußlauf, wobei der Fußaufsatz vorwiegend mit dem Mittelfuß bzw. mit dem ganzen Fuß stattfindet.

Abb. 2 zeigt nach Krabbe (1994) einen typischen, zeitlichen Verlauf der Bodenreaktionskräfte in vertikaler Richtung.

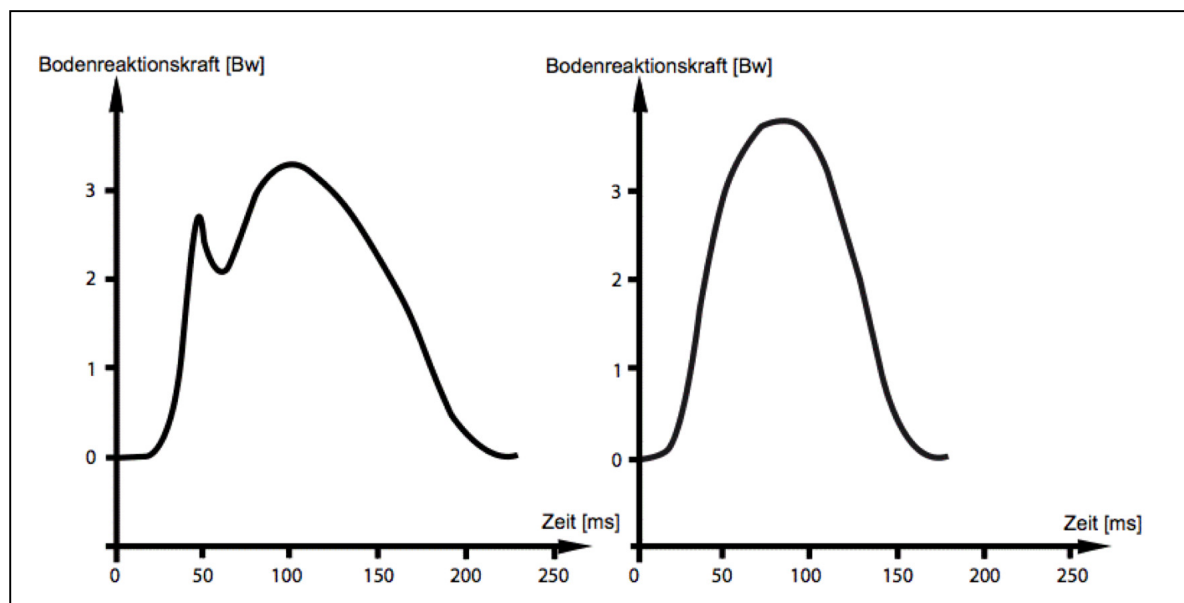


Abb. 2: Bodenreaktionskräfte bei einem Fersenläufer (links) und einem Ballenläufer (rechts), Krabbe (1994)

Natürlich liegen auch innerhalb derselben Laufstile interindividuelle Unterschiede vor. Wird der Fuß deutlich vor der Projektion des Körperschwerpunktes am Boden, also vermehrt in Laufrichtung aufgesetzt, werden durch den Bremsstoß größere Kräfte gemessen, als wenn sich der Fuß bereits beim Aufsatz in der Rückwärtsbewegung befindet. Dies betrifft jedoch die Gesamtkräfte und nicht nur jene in vertikaler Richtung, das heißt, die Kräfte in horizontaler Richtung steigen an.

Trotzdem sind die Werte in vertikaler Richtung bei konstanter Geschwindigkeit ca. 5 - 10mal größer als in horizontaler Richtung (Weyand et al., 2000).

Arendse et al., 2004 beobachteten beim Rückwärtslauf eine um 25-33% reduzierte Bodenreaktionskraft. Aus diesen Untersuchungen ging ein weiterer Laufstil, genannt „Pose-Running“ hervor um das Risiko von Laufverletzungen zu vermeiden. Ein Laufstil der zum Fußaufsatz, in diesem Fall der Mittelfuß, mehrere charakteristische Punkte der gesamten Körperhaltung aufweist. Zur Reduktion der Bodenreaktionskräfte ist während der Stützphase das Knie gebeugt. Die Schulter, das Becken und die Fersen befinden sich auf einer lotrechten Linie, ähnlich dem rückwärts laufen. Charakteristika des Laufschrilles selbst sind kürzere Schrittlängen und Zykluszeiten sowie geringere vertikale Oszillation des Körperschwerpunktes. Die Autoren sehen daher diesen Stil eher für Hobbyläufer(innen) sowie Patient(inn)en als relevant an.

Sie weisen aber auch ausdrücklich darauf hin, dass der Laufstil durch eine Gesamtkörperbewegung beschrieben werden sollte.

„Running style is described as a „learned response to a given set of anthropometric and physiological constraints“ (4) so that the movement of the body components minimizes the amount of mechanical work performed (1).“
(Arendse et al., 2004, S. 272)

Wie die Untersuchungen einiger Autoren aufzeigen, sind die auftretenden, gemessenen Kräfte beim Laufen, nicht als absolut, im Sinne für jeden gleich, zu betrachten. Sowohl Technik als auch antropometrische und physiologische Werte haben erheblichen Einfluß auf die auftretenden Kräfte und damit auf die langfristige Belastungsverträglichkeit.

4.2.1.5 Muskelaktivitäten:

Mittels Elektromyographie (EMG) wird die zeitliche Aktivität des Muskels erfasst. Klebe- oder Nadelelektroden erfassen dabei die elektrische Spannung in der Muskulatur. Weiters kann durch das EMG das Aktivitätslevel des Muskels interpretiert werden. Aus den abgeleiteten Spannungen kann jedoch kein Rückschluss über die entfaltete Kraft gezogen werden. Die Messungen können lediglich für den zeitlichen Verlauf sowie für individuelle Intensitätsänderungen herangezogen werden. Die Beurteilung der Ergebnisse bringt aber auch insofern Probleme mit sich, da die einzelnen Muskeln beim Laufen sowohl konzentrische als auch exzentrische Arbeitsphasen aufweisen und sich deren elektrische Aktivität über mehrere Phasen des Laufschrilles erstreckt. Weiters haben mehrgelenkige Muskeln ebenfalls eine längere Aktivitätsphase, da sie mehrere Bewegungen ausführen können. So beugt z. B. der m. rectus femoris in der Hüfte und streckt im Kniegelenk. Für den Laufschrille bedeutet dies eine Aktivität über alle Phasen ausgenommen dem „follow-through“ in welcher der Muskel wiederum gedehnt wird.

Mann et al. (1986) versuchten mittels EMG-Messungen die zeitlichen Aktivierungen der am Laufschrille beteiligten Muskeln zu untersuchen. Es zeigte sich dabei mit höherer Geschwindigkeit ein Anstieg der muskulären Aktivität, wenn die Zeit der Aktivität als Prozent des Gesamtzyklusses ausgedrückt wurde. In „real-time“ Werten sank die Aktivität vor allem während der Stützphase mit zunehmender Geschwindigkeit, wobei die Aktivität der Hüftbeuger anstieg. Während der letzten 30% der Stützphase wurde über den gesamten Geschwindigkeitsbereich nur wenig oder gar keine Muskelaktivität festgestellt. Während die Abduktoren mit zunehmender Geschwindigkeit nur wenig Veränderung zeigten, konnte bei den Adduktoren, insbesondere dem m. adductor longus bei niedrigerer Geschwindigkeit längere Aktivität gemessen werden. Nach den Autoren dürfte der Muskel insbesondere eine Beinachsen stabilisierende Funktion (Femur zu Pelvis) aufweisen. Die Ischiocrurale Muskulatur wies medial (m. semimembranosus, m. semitendinosus) und lateral (m. biceps femoris) ähnliche Aktivitäten auf. Ähnlich dem medialen und lateralen Anteil des m. gastrocnemius. Die annähernd symmetrischen Aktivitäten lassen auch hier den Schluss zu, dass diesen Muskeln eine stabilisierende Aufgabe zukommt.

Eine Untersuchung von Hanon, Thépaut-Mathieu und Vandewalle (2005) ordnete vor allem den mehrgelenkigen Muskeln eine Moment-regulierende Funktion zu, wo hingegen die eingelenkigen Muskeln lediglich konzentrische Arbeit verrichten. Die Aktivität der mehrgelenkigen Muskeln (m. biceps femoris und m. rectus femoris) stieg mit der

Geschwindigkeit linear an. Dies lies die Forscher daraus schließen, dass diese Muskeln bei konstanter Geschwindigkeit früher ermüden oder bei einem Anstieg der Geschwindigkeit besonders davon betroffen sind. Weitere Untersuchungen zu Abklärung liegen jedoch noch nicht vor.

Trotz der Schwierigkeiten die eine EMG Auswertung und Interpretation mit sich bringt, kann aus den bisherigen Untersuchungen von einer gesteigerten Aktivität der Synergisten bei höheren Geschwindigkeiten ausgegangen werden. Die bereits erwähnten, höheren Kräfte, bei höheren Geschwindigkeiten erfordern somit mehr Aktivität durch die Stabilisierungsmuskulatur. Inwieweit sich die Aktivitätslevel bei mangelnder Stabilisierung verändern, wurde bisher noch nicht untersucht. Zum einen könnte sich vermehrte Aktivität zeigen, das vorherrschende Kraftniveau reicht jedoch nicht aus um zu stabilisieren, zum anderen könnten auch Fehlstereotypen vorliegen, bei denen die stabilisierende Muskulatur erst gar nicht richtig aktiviert wird. Ob fehlender Forschungsdaten sind diese Überlegungen jedoch rein spekulativ.

4.2.2 Medizinische Aspekte beim Laufen

Der Forschungsschwerpunkt liegt dennoch an den direkt an der Laufbewegung beteiligten Strukturen, die im Wesentlichen aus den unteren Extremitäten und dem Becken bestehen. Die am Laufschrift zum Zwecke des Vortriebs oder zur Extremitätenstabilisierung beteiligten Gelenke sind vor allem:

- ✓ Articulatio coxae
- ✓ Articulation genus
- ✓ Aritculatio tibiofibularis
- ✓ Articulatio talocruralis
- ✓ Articulation subtalaris
- ✓ Aritculation talocalcaneonavicularis

Die Beeinflussung des Schrittes durch die Fußgelenke vor allem in Verbindung mit pathologischen Fußfehlstellungen, soll nicht ungeachtet bleiben. Die Folgen daraus dürften sich jedoch, nicht zuletzt durch die geringen Bewegungsweiten (z.B. bei den Zehengelenken), durch die Summe der Bewegungen und nicht durch einzelne Teilbewegungen ergeben.

Nicht jedes der angeführten Gelenke lässt sich in allen Raumrichtungen bewegen. Es kann aber vorkommen, dass manche Extremitätenpositionen optisch den Eindruck

erwecken, dass im jeweiligen Gelenk eine Bewegung stattfindet, wenngleich nur die benachbarten Gelenke sie ausführen. Eine mediale Verschiebung der Beinachse kann in der Statik, durch optische Beobachtung, in der Frontalebene frei von Achsendeformitäten sein. Beobachtet man in dynamischer Bewegung durch optische Kontrolle Verschiebungen der Beinachse in der Frontalebene, so kann selbige Person in Ruhe, also unter statischen Zuständen, frei von Achsdeformitäten sein.

Somit sind für die Beobachtung einer Achseninstabilität zwei Sichtweisen von einander zu trennen:

- ✓ statische Beobachtung
- ✓ dynamische Beobachtung

4.2.3 statische Beobachtung

Im Weiteren soll nun gezeigt werden welche anatomischen Gegebenheiten, die pathologisch sein können, aber nicht müssen, Einfluß auf etwaige Achsfehlstellungen haben. Im Kontext dazu, werden auch entsprechende Termini zu den einzelnen Beobachten angegeben.

4.2.3.1 Rotationen

Hüftbewegungen um die Körperlängsachse treten während des Ganges auf, jedoch sollte in Ruhe eine Mittelposition eingenommen werden (Götz-Neumann, 2006). Einflüsse von Rotationen in der Statik, also pathologische Rotation der Wirbelsäule sollen hier nicht weiter behandelt werden.

Wird im Stand eine Rotation des Femurs um dessen Längsachse beobachtet, so zeigt die Achse des Collums verstärkt nach ventral. Der Trochanter major wandert somit ebenfalls weiter nach ventral. Dies wird als femorale Anteversion bezeichnet. Normalwerte werden mit ca. 13° angegeben (Post, Teitge & Amis, 2002). Treten Abweichungen auf, so haben diese Auswirkungen auf die Stellung des Sprunggelenks, im Sinne eines Heben oder Senkens des medialen Fußrandes, also einer Rotation um die Fußlängsachse. Gleichmaßen kommt es zu einer Beeinflussung der Unterschenkelrotation (Galloway, Jokl & Dayton, 1992, Gross & Foxworth, 2003).

Rotiert das Femur nach Innen, so beschreibt die Tibia als Kompensation eine Außenrotation (Earl, Hertel & Denegar, 2005; Velasco, 2003). Die Abweichungen der „Normalstellung“ (im Weiteren als achsengerechte Position ohne Längsrotationen zu

verstehen) verändert die auftretenden Kräfte zwischen Patella und dessen femoralen Gleitlagern, sowie jene innerhalb des Kniegelenks zwischen Tibia und Femur.

Diese Rotation muss aber nicht der Regelfall sein. Eckhoff (1994) beschreibt die Rotation des Knochens um seine Längsachse als *Version*. Es wurde jedoch beobachtet, dass die Querachsen der benachbarten Gelenke, eine scheinbare „Verwindung“ des Knochens aufweisen, die deutlich vom Großteil der beobachteten Kollektive abweicht. Am Femur wird dabei eine Achse durch die beiden Kondylen sowie eine längswärts durch das Collum gelegt. Diese Geraden aufeinander projiziert schließen einen Winkel ein. Im Mittelwert liegt er beim Europäer bei ca. 12° und weicht zwischen 4° und 20° ab (Platzer, 1999). Eine Abweichung in dieser Form wird von Eckhoff, sowie Platzer als *Torsion* bezeichnet (Abb. 3). Die Termini in der Beschreibung sind vor allem auf internationaler Ebene leider nicht kongruent, da die Beschreibung von *Version* nicht generell verwendet wird. In beiden Fällen wird jedoch betont, dass Veränderungen in jenem Winkel die Fußposition beeinflusst. Ist der Verwindungswinkel größer dreht sich das Bein vermehrt nach Innen, der Knochenschaft zeigt eine verstärkte Anteversion und wird nach Eckhoff als *Antetorsion* bezeichnet, die Drehung nach außen wird als *Retrotorsion* bezeichnet.

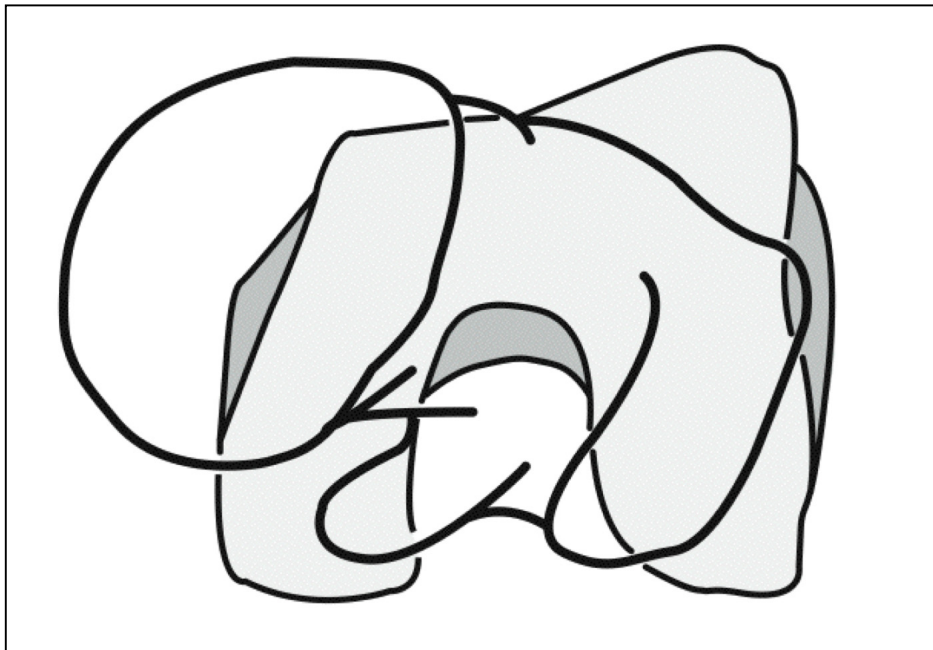


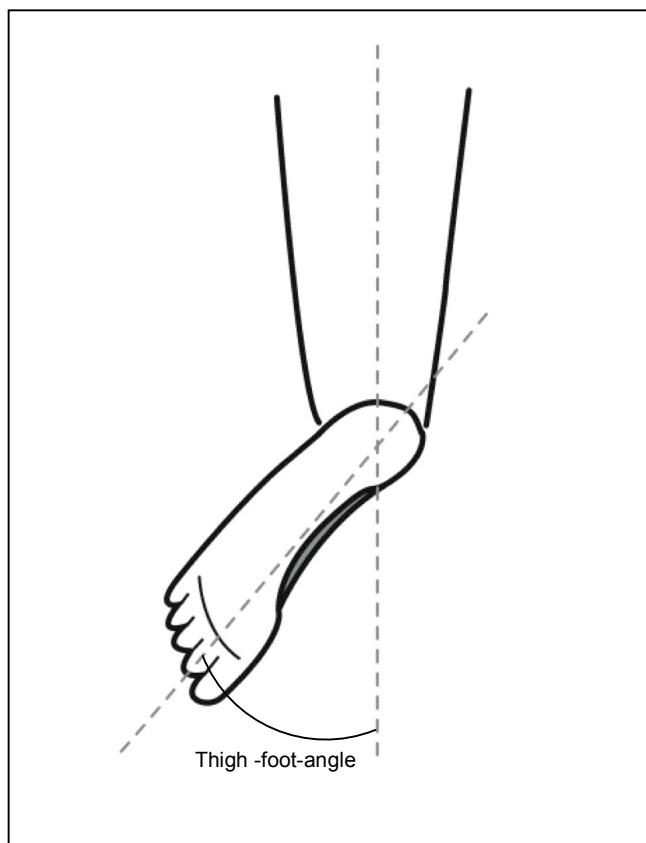
Abb. 3: Gelenksversion am Beispiel Femur

Verlasco (2003, S.21) schreibt: „Beim Erwachsenen steht der Schenkelhals etwa 15° gegenüber der hinteren Kondylenbene des Femurs nach vorne gedreht.“ Er folgt in dieser Beschreibung zwar nicht dem präzisierten Terminus von Eckhoff (1994), sondern

umschreibt diesen Umstand als „physiologische ‚Anteversion‘ “. Er gibt jedoch weiters an, dass bei Neugeborenen der Durchschnitt bei ca. 35° liegt oder deutlich darüber.

Die Beeinflussung der Tibia auf die femorale Anteversion wird von Neuschaefter, Stahl, und Mück (1992) als „malicious malalignment syndrom“ bezeichnet, dem, ihren Beobachtungen nach, mit Einlagen entgegengewirkt werden kann. Reischl (zit.n. Powers, 2003) wiederum konnte keinen Einfluss des Fußes auf die Rotation der Tibia bzw. jene der Tibia auf die Rotation des Femurs nachweisen.

Die Rotation des Unterschenkels kann ebenfalls Abweichungen zeigen. Zur Beschreibung dieser wird der „thigh-foot-angle“ gemessen. Dabei wird in Bauchlage bei gebeugtem Knie der Winkel zwischen der Achse des Femurs und einer Linie zwischen calcaneus und zweitem Zehenstrahl bestimmt (Krivickas, 1997, Abb.4).



**Abb. 4: Vermessung des Thigh – Foot – Angle
(Krivickas, 1997)**

Rotationen der Patella werden aufgrund der mehr oder weniger freien Lagerung, in der Frontalebene hauptsächlich durch Achsfehlstellungen der Extremitäten und dadurch veränderte Muskelzüge hervorgerufen. Durch eine Abflachung des patellaren Gleitlagers am Femur kann es, auch in Ruhestellung, zu einer abnormalen Patellapositionen kommen, sofern muskuläre Dysbalancen vorhanden sind. Post et al. (2002) bezeichnen jene Rotation als „Spin“ (Abb. 4), Rotationen in der Sagitalebene nach Van Kampen & Huskies (zit.n. Post et al., 2002) als „flexion rotation“ (Abb. 5).

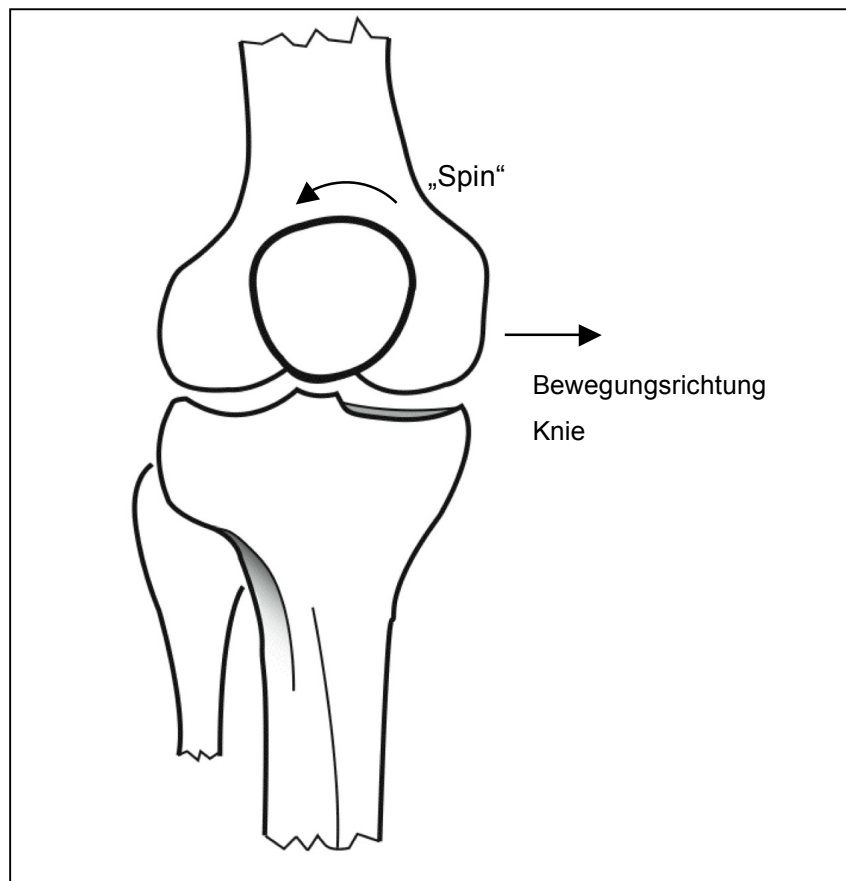


Abb. 5: Patella – Spin (Post et al., 2002)

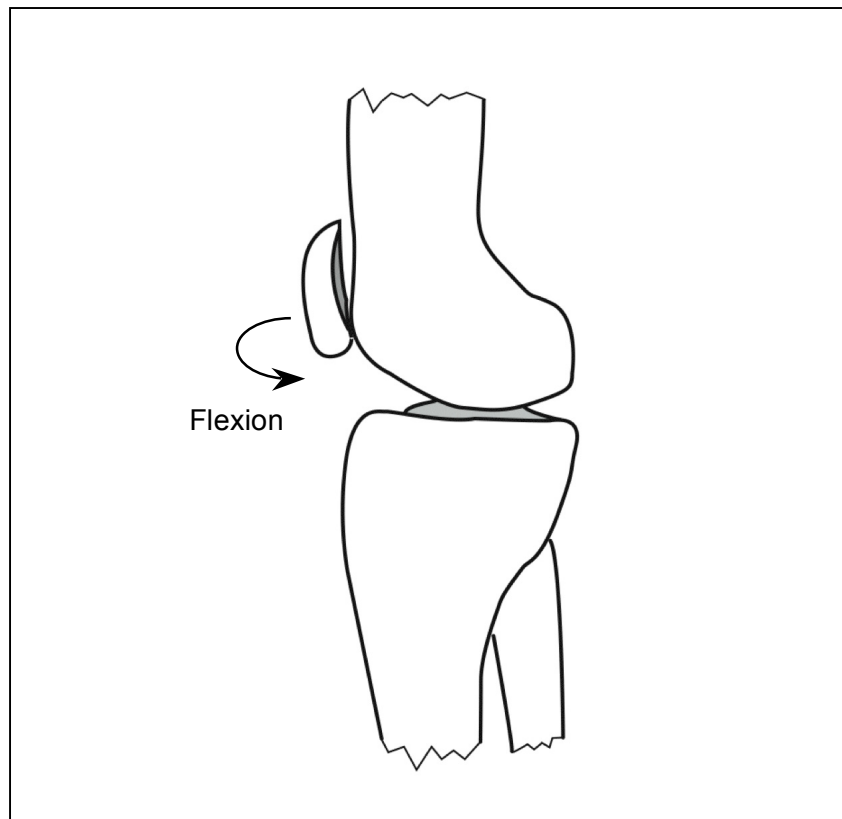


Abb. 6: Patella – Flexion (Post et al., 2002)

Zweifelsohne verändern Rotationen der Patella die Druckverhältnisse am hyalinen Gelenksknorpel. Die Beeinflussung der Achsenstabilität konnte, als direkter Einflussparameter den genannten Autoren zu Folge noch nicht geklärt werden. Hierzu sind weitere Forschungen notwendig, da wie erwähnt die Rotationen durch muskuläre Dysbalancen bzw. knöcherne Fehlstellung bedingt sind. Positionen die eingenommen werden um Schmerzen zu vermeiden, können in diesem Fall den Ursprung in knöcherner Fehlstellung und/oder in muskulären Dysbalancen haben. Äthiologisch kann aber auch der Weg umgekehrt verlaufen, d.h. wenn Bewegungen ausgeführt werden bei denen für die auftretenden Kräfte die Stabilisierungsmuskulatur nicht entsprechend ausgebildet ist, wie z. B. beim Laufen, können sich durch Ausweichbewegungen Dysbalancen ausbilden.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass in jeder knöchernen Struktur der unteren Extremität, Rotationen auftreten können. Die gegenseitige Beeinflussung wird nach optischer Beobachtung in der dynamischen Bewegung stärker. Eine exakte Trennung von Rotationen und Achsfehlstellungen lässt sich leider nur bedingt vornehmen, da die einzelnen Elemente in der Bewegung ineinander greifen.

4.2.3.2 Achsfehlstellungen:

Achsfehlstellungen werden in der Regel in der Frontalebene betrachtet.

Fehlstellungen in der Sagitalebene wie Genu re- oder procurvatum (Abb. 7), also Positionen im Kniegelenk, bei denen die Tibia bei Hyperextension im Gelenk ventral bzw. dorsal zu den Femurcondylen steht, werden, ob ihres fehlenden Einflusses in Bezug auf Ausweichbewegungen in der Frontalebene in der Literatur selten diskutiert (Eckhoff, 1994), wenn gleich diese Fehlstellungen bei Läufer(inne)n, durch veränderte Gelenksflächen (nicht anatomisch sondern funktionell in ihren Auflagepunkten), arthrotische Probleme hervorrufen können. Jene Fehlstellungen werden von Götz-Neumann (2006) auf Schwächen der Oberschenkelmuskulatur zurückgeführt. Insbesondere Genu recurvatum wird beschrieben als Position bei welcher der m. quadriceps die Tibia nicht unter dem Knie zentrieren kann. Dadurch wird von der Person eine Knieposition gewählt bei der das Gelenk in der Endstellung arretiert wird. Die Ausprägung des Stereotypen erfolgt zumeist im Wachstum und wird selten, bei fehlen von Schmerzen verändert, wenngleich die Prädisposition für Langzeitfolgen mechanisch leicht argumentierbar scheint. Da die Ursache dafür muskulär im m. Quadriceps liegen kann, sind Einflüsse auf die Achsposition sehr wohl wahrscheinlich.

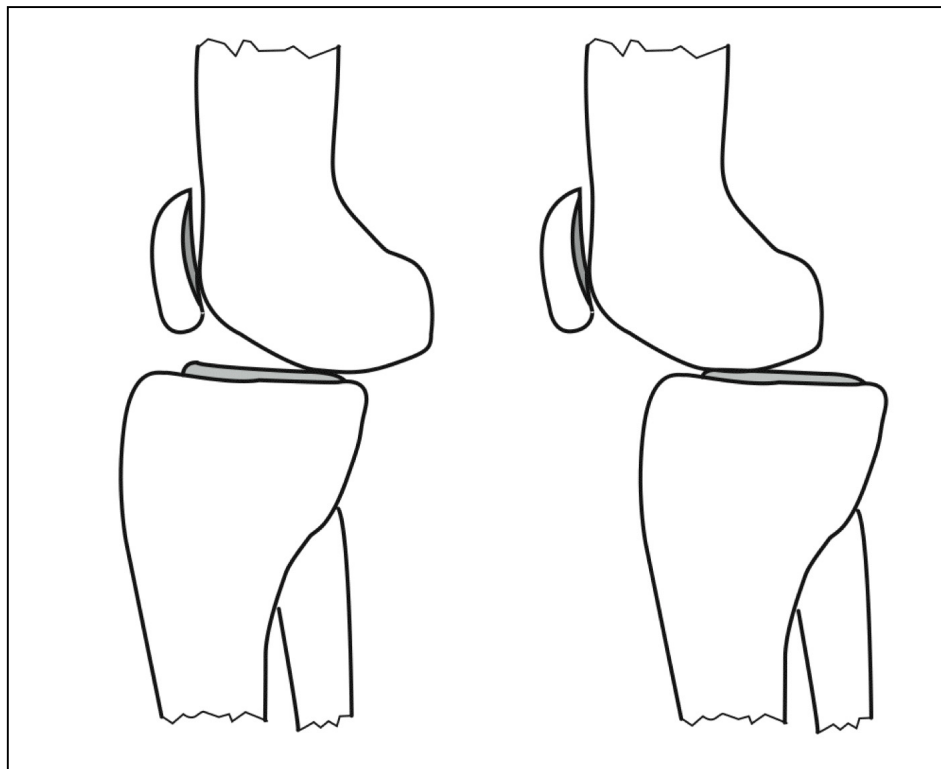


Abb. 7: Genu Pro- und Recurvatum in der Sagitalebene

Gemäß den Forderungen der Literatur soll sich in der Frontalebene die Mitte des Sprunggelenkes, die Mitte der Patella, sowie die Mitte des Femurkopfes auf einer senkrechten Linie befinden (Chao, Neluheni, Hsu & Paley, 1994; Eckhoff, 1992). Diese Linie wird häufig als Traglinie bezeichnet.

Verläuft nun die Linie lateral der Patella so entsteht in der Frontalebene durch die Beinposition ein X. Dies wird als genu valgum bezeichnet. Verläuft die Traglinie medial wird dies als genu varum bezeichnet. Eine normale Beinstellung wird genu rectum genannt (Götz-Neumann, 2006, Abb. 8)

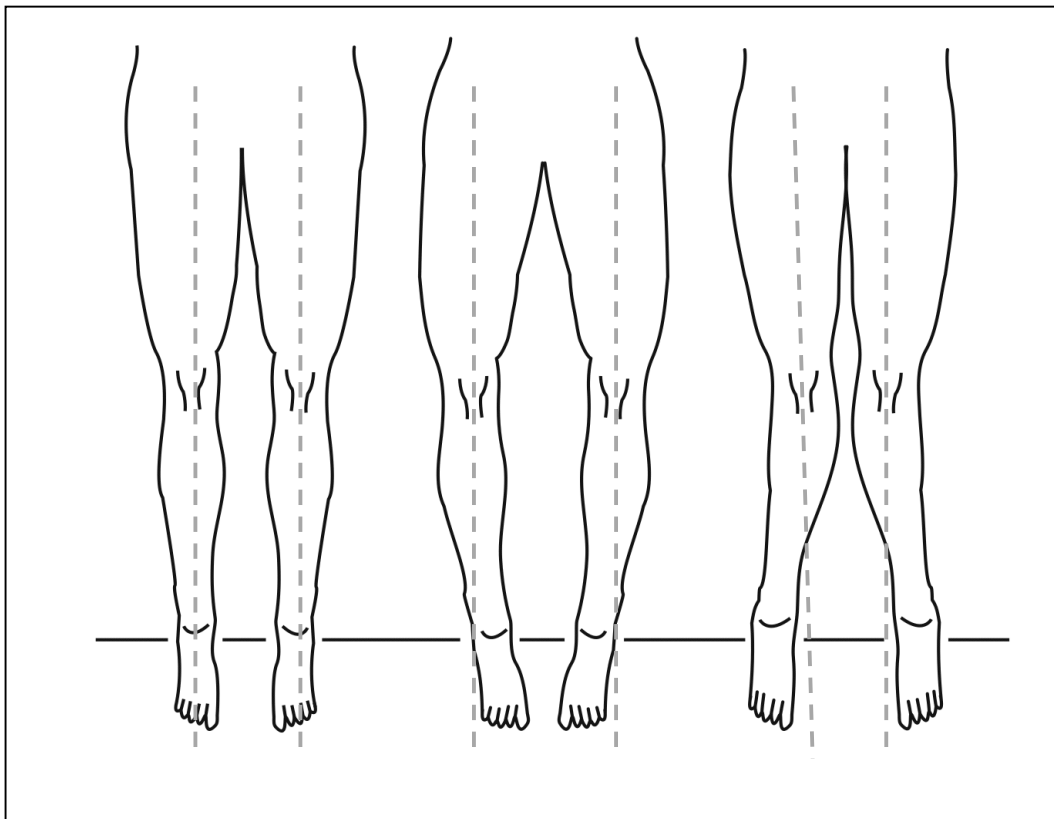


Abb. 8: schematische Darstellung genu rectum, genu varum, genu valgus

Weichen die einzelnen Punkte vom Lot ab, so kann das mehrere Ursachen haben. Generell werden Abweichungen in der anglikanischen Literatur als „Malalignment“ bezeichnet (Tetsworth & Paley, 1994). Es haben sich jedoch aufgrund der vielfältigen Möglichkeiten weitere Begrifflichkeiten differenziert, die einzelnen Strukturen zugeordnet werden.

4.2.3.3 Anatomische Achse

Die Längsachse des Knochens (parallel zum Schaft) wird auch als anatomische Achse bezeichnet. Offensichtliche Abweichungen dieser Achse, also Deformitäten des Knochens selbst, wie sie zum Beispiel bei schlecht verheilten Frakturen auftreten können, lassen aufgrund der Hebelveränderungen den berechtigten Schluss zu, dass vor allem in den Bereichen der hyalinen Gelenksknorpel einseitige Druckbelastungen vorliegen, welche längerfristig zu Arthrosen führen können (McKellop, Llinás & Sarmiento, 1994).

Da in diesen Fällen von medizinischer Seite meist generell abgeraten wird zu laufen, sollen diese Formen der Deformitäten hier auch kein weiteres Interesse darstellen.

4.2.3.4 Collum-Corpus-Winkel

Das Femur besteht aus dem Corpus und dem Collum, worauf das Caput aufsetzt. Dies bedeutet, dass die Achse von Corpus und die Achse des Collums einen Winkel bilden, den Collum-Corpus-Winkel (Abb. 9). Beim Erwachsenen schwankt dieser Winkel zwischen 126 und 128 Grad (Platzer, 1999). Die Ebene, auf welcher die Unterfläche der Condyli femoris steht, liegt dabei beim genu rectum normal zur Traglinie (Abb. 10). Diese Anordnung bedeutet, dass ein Winkel zwischen der anatomischen Achse des Femurs und der Unterfläche der condyli femoris besteht. Dieser hängt vom besagten Collum-Corpus-Winkel ab. Veränderungen dessen bewirken meist ein genu varum bzw. valgum. Der Collum-Corpus-Winkel verändert sich mit zunehmendem Alter.

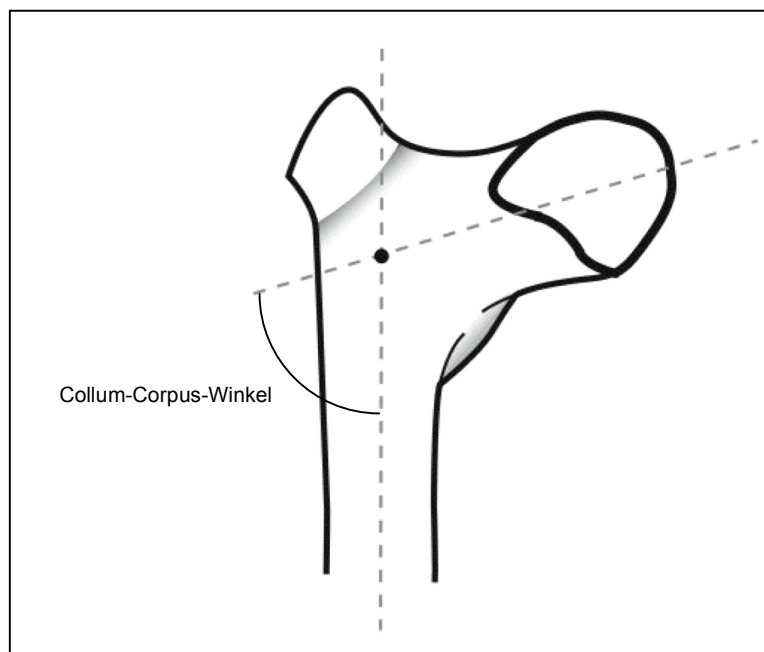


Abb. 9: Collum–Corpus–Winkel am Femur

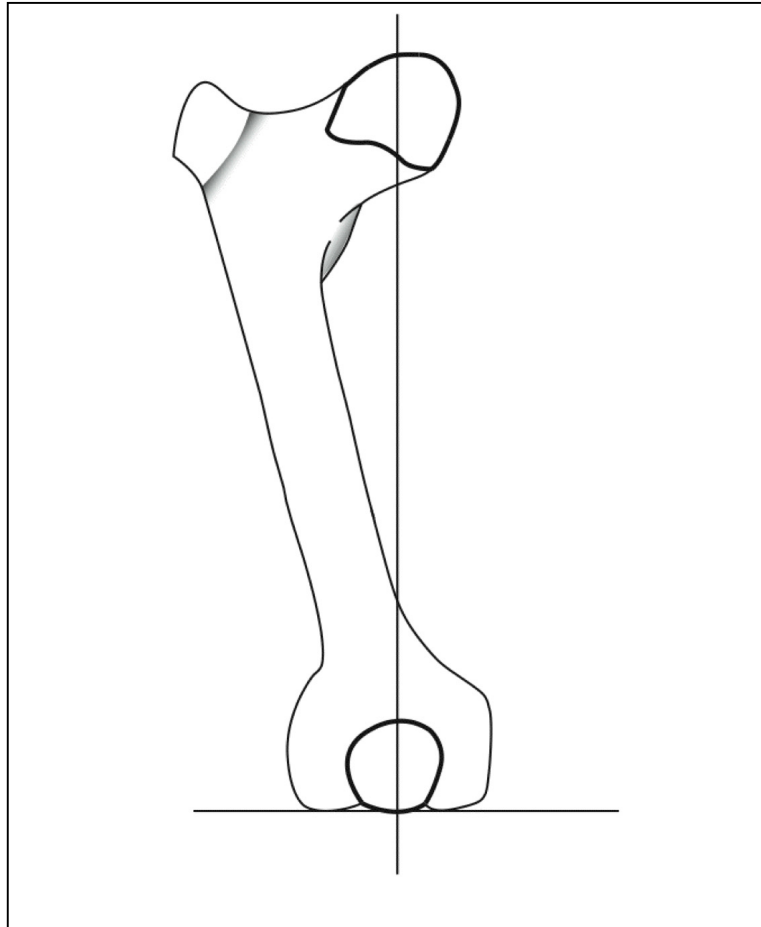


Abb. 10: Winkel zwischen der Kondylen-Ebene und der Traglinie

4.2.3.5 Gelenks-Orientierung

Eine Veränderung des Collum-Corpus-Winkels muss nicht zwangsläufig, vor allem längerfristig, eine Veränderung des Winkels zwischen der Condylen-Ebene und dem Femur-Schaft bewirken. Es kann auch zu einer Winkelanpassung zwischen der Horizontalen und der Condylenebene kommen (Abb. 11). Gleiches gilt auch für die Condylen der Tibia bezogen auf den Winkel zwischen der Horizontalen und anatomischer Achse der Tibia. Der Bezug der Gelenksfläche zur Horizontalen bzw. zur anatomischen Achse des Segments wird Gelenks-Orientierung genannt (Chao et al., 1994;).

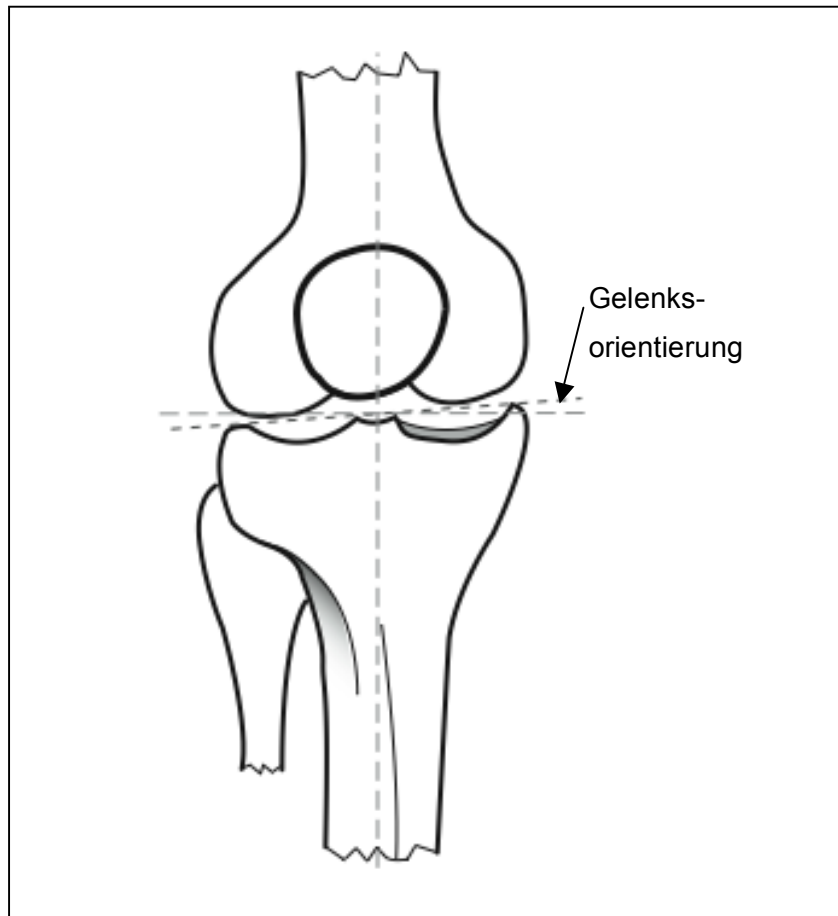


Abb. 11: Gelenks-Orientierung

4.2.3.6 Bandlaxizität

Eine veränderte Beinachse kann sich aber auch bei, an sich normalen, gemessen an den Winkeln, knöchernen Strukturen ausbilden. Insbesondere bei Laxizität der ligamenti collaterale im Knie. Durch die mangelnde, seitliche Stabilität im Knie öffnet sich der Gelenkspalt ein wenig, sodass bei Belastung eine Achsfehlstellung entsteht. Unter Belastung in einer Valgus-Position übernimmt das mediale Seitenband 81% der Last, was soviel bedeutet, dass die mediale Seite (das Seitenband betreffend) immer mehr belastet wird und der Achsendeformität und Instabilität der Extremität Vorschub leistet (Cameron & Saha, 1994).

Besonders bei Bandlaxizität kann ein sogenanntes „giving way“ auftreten. Hier knickt das Knie spontan beim Gehen nach medial oder lateral weg. Dieses Phänomen kann aber auch anderen Ursprung haben. Häufig tritt es nach Knieoperationen bei Bandrupturen auf (Freiwald, Starischka & Engelhardt, 1993). Die Instabilität erklärt sich einerseits aus der Störung der Funktionseinheit Knie, andererseits aus dem Wegfall der Propriozeptoren, die in Sehnenenden, aber auch im vorderen Kreuzband nachgewiesen werden konnten

(Baum, 1999). Aber nicht nur die Bandstrukturen stabilisieren das Knie. Solomonov und Baratta (1987, zit.n. Baum 1999) beschreiben einen Reflexbogen, in welchen die Mechanorezeptoren des vorderen Kreuzbandes die Beinbeuger aktivieren und durch diesen schnellen Vorgang das Kniegelenk stabilisieren. Es kommt daher zu einem komplexen Ineinandergreifen von Muskel-, Sehnen-, Kapsel- und Bandfunktionen die mit den propriozeptiven Rezeptoren die Flexibilität und die Protektion des Kniegelenks gewährleisten.

Neben den ligamenti cruciatum und collaterale tragen noch die Retinacula zur Stabilität des Knies bei. Diese Retinacula entwickeln sich aus den Fasern des m. Vastus medialis und lateralis sowie dem m. rectus femoris. Fallen diese Muskeln aus, so ist der Stand auf jenem Bein auch bei intakten Bändern nahezu unmöglich (Baum, 1999).

Diesen Aussagen zufolge kommt der muskulären Stabilisierung eine große Rolle zu. Da die Stabilisierung als komplexer Vorgang aller Strukturen gesehen wird, reicht die tradierte Sichtweise, das Knie sei ein bandgesichertes Gelenk für die Überlegungen einer achsgerechten Sicherung in Bewegung nicht aus.

4.2.3.7 Pronation/ Supination

Auch im Fußbereich besteht, nicht zuletzt durch auftretende Probleme, der Wunsch Normzustände zu beschreiben bzw. zu quantifizieren. Begriffe wie Über- oder Hyperpronierer und Supinierer sind in diversen Ratgebern zu finden.

Im untersten Segment beschreibt Pronation oder Supination die Stellung des Fußes zur Tibia. Zur Beschreibung dieser Fußstellungen wird meist der Achillessehnenwinkel (β -Winkel) angegeben. Dieser beschreibt nach Nigg (1986) die relative Bewegung von Unterschenkel zum Calcaneus. Fischer (zit.n. Puchecker, 2004) beschreibt diesen Winkel aber als nicht relevant zur Beurteilung einer Überpronation. Ohne Beurteilung der Winkel zwischen Unterschenkel und Horizontalen (α -Winkel) bzw. zwischen Calcaneus und der Horizontalen (χ -Winkel) kann es zu Fehlinterpretationen kommen (Abb. 12).

In der Praxis ist es nach Puchecker (2004) empfehlenswert den χ -Winkel zu messen um diesen nach einer varus oder valgus Stellung des Calcaneus hin zu interpretieren.

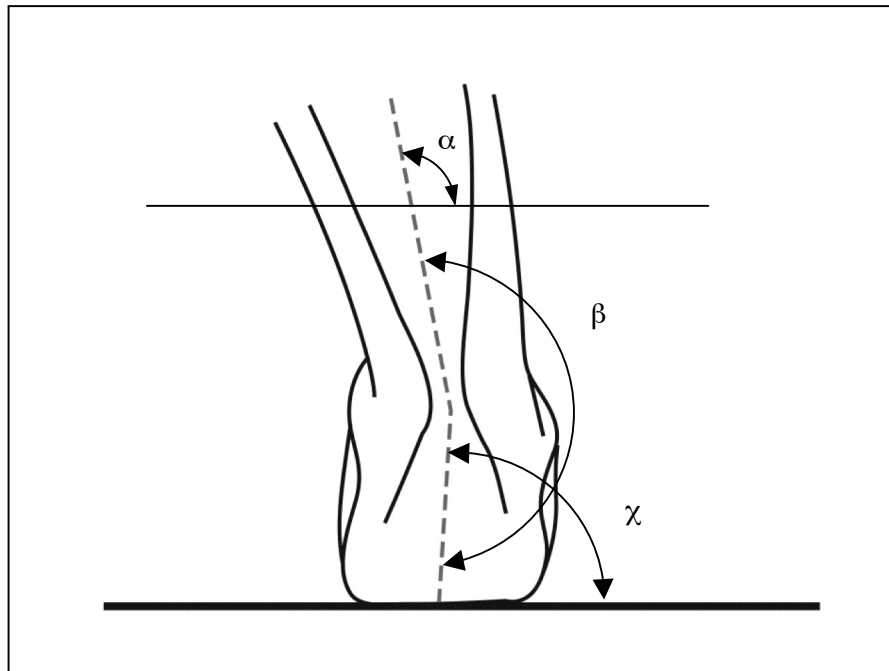


Abb. 12: Winkel der Achillessehne und des Fußes

4.2.3.8 Vermessung / Druck / Kraft

Die Bestimmung und Vermessung der knöchernen Struktur beschreiben aber für die sportliche bzw. bewegungstherapeutische Praxis lediglich die Rahmenbedingungen, in denen sich Veränderungen bzw. Tests vornehmen lassen. Die Literatur liefert eine Reihe an Untersuchungen, die sich mit der Chirurgischen Problemlösung befassen. Selbst in diesen Fällen ist eine bewegungstherapeutische Behandlung unausweichlich. Daher ist das Interesse an auftretenden Kräften innerhalb der Strukturen bzw. deren Verteilung auf Teilstrukturen umso größer.

Glitsch (1992) versuchte die Modellierung dieser auftretenden Kräfte. Die Problematik der Berechnung und Modellierung am menschlichen Bewegungsapparat ergibt sich aber aus grundlegenden Überlegungen. Wählt man zum einen ein Reduktionsverfahren, so basiert dies auf der Annahme, dass gleichzeitige Aktivierung von Agonisten und Synergisten ausgeschlossen ist. Dies entspricht jedoch nicht der Praxis und verfälscht die Ergebnisse von vornherein. Die berechneten Kraftwerte der Agonisten wären zu hoch.

Zum anderen liegen der Modellierung auch Optimierungsverfahren zu Grunde, welche von der Überlegung aus gehen, dass alle unnötigen Muskelaktivitäten unterbleiben sollen. Ob das Kennzeichen einer idealen bzw. normalen Bewegung die Verteilung einer submaximalen Last auf die Synergisten ist, darf ebenfalls angezweifelt werden.

Dies stellt die biomechanische Analyse vor einige Probleme, da die meisten auftretenden inneren Kräfte in vivo nicht messbar sind. Daher ist es umso wichtiger die Wirkungslinien äußerer Kräfte möglichst genau beschreiben zu können. Fehler ergeben sich in den Berechnungen betreffend das menschliche System auch durch Verschiebungen von Drehachsen im Gelenk oder durch die Muskelverschiebung durch die Kontraktion in der Bewegung und dadurch sich stetig ändernden Trägheitsmomenten.

Die Analyse der Kräfte, Drücke und Wirkungsrichtungen kann daher nie abgeschlossen sein und lässt zum derzeitigen Stand von Forschungen nur Orientierungen zu und keine absoluten Ergebnisse. Häufig kommt es jedoch nach den mathematischen Analysen zu induktiven Schlüssen die zwar durch wissenschaftliche Methoden gewonnen Eingangsdaten aufweisen, deren praktischer Nutzen aufgrund von systembedingter Unkenntnis durch die Forschung aber nicht immer hinterfragt wird.

4.2.3.9 Fehlstellungen durch muskuläre Dysbalancen:

Zur Beobachtung und Messung werden die Winkel einiger Sehnen zur Horizontalen bzw. anderer gedachten Linien vermessen. Ähnlich der Bestimmung von Pronation und Supination.

Der Unterschenkelwinkel (Alpha-Winkel) liegt bei ca. 7° – 9° . Bei Winkelgrößen von 10° und mehr kann es bereits zu Beschwerden an der medialen Schienbeinkante kommen. Das Fersenbein weist hingegen meist eine Valgusstellung von 2° – 4° auf. Abweichungen führen zu verstärkten X- bzw. O-Bein-Stellungen, die nach Haaker (1996) zu Ansatzentzündungen an der Tibia oder chronischen Achillessehnenbeschwerden führen können.

Um Fehlstellungen auf muskuläre Insuffizienzen hin zu überprüfen liegen einfache Tests vor, wie die Messung des Abfalls des Os naviculare vom Sitzen mit ca. 90° gebeugten Knien zum Stand (Earl et al., 2005). Der Aufgabe die gesamte Körpermasse zu übernehmen kann das Fußgewölbe nicht nachkommen und sinkt daher ab. Die Achsenstabilität im Sprunggelenk, mit allen Auswirkungen auf andere Segmente, lässt sich, so die Vermutung, auf einfache muskuläre Schwächen zurückführen und könnten demnach auch recht einfach behoben werden.

Analog zu den gemessenen Winkeln im Sprunggelenk, werden auch Knie und Hüfte vermessen. Im Kniegelenk wird, neben den knöchernen Winkeln, insbesondere der Q-Winkel vermessen.

Der Q-Winkel wird zwischen der gedachten Linie von der Mitte der Patella und der Spina iliaca anterior superior und der Verlängerung der Linie von der Mitte der Patella zur Tuberositas tibiae gemessen (Abb. 13). Die Angaben in der Literatur sind in absoluten Zahlen sehr differenziert. So schwanken die Werte für Frauen zwischen 5° und 21° und bei Männern zwischen 5° und 24° (Post et al., 2002).

Meist ist jedoch von größerem Interesse wie der Q-Winkel in Bewegung beeinflusst wird. Dies hat weitreichende Auswirkungen auf die beteiligten Strukturen. Bei nicht-achsgerechten Bewegungen treten andere Druck und Scherkräfte auf, die den Schluss zulassen längerfristig Schmerzen oder allgemeine Probleme zu verursachen.

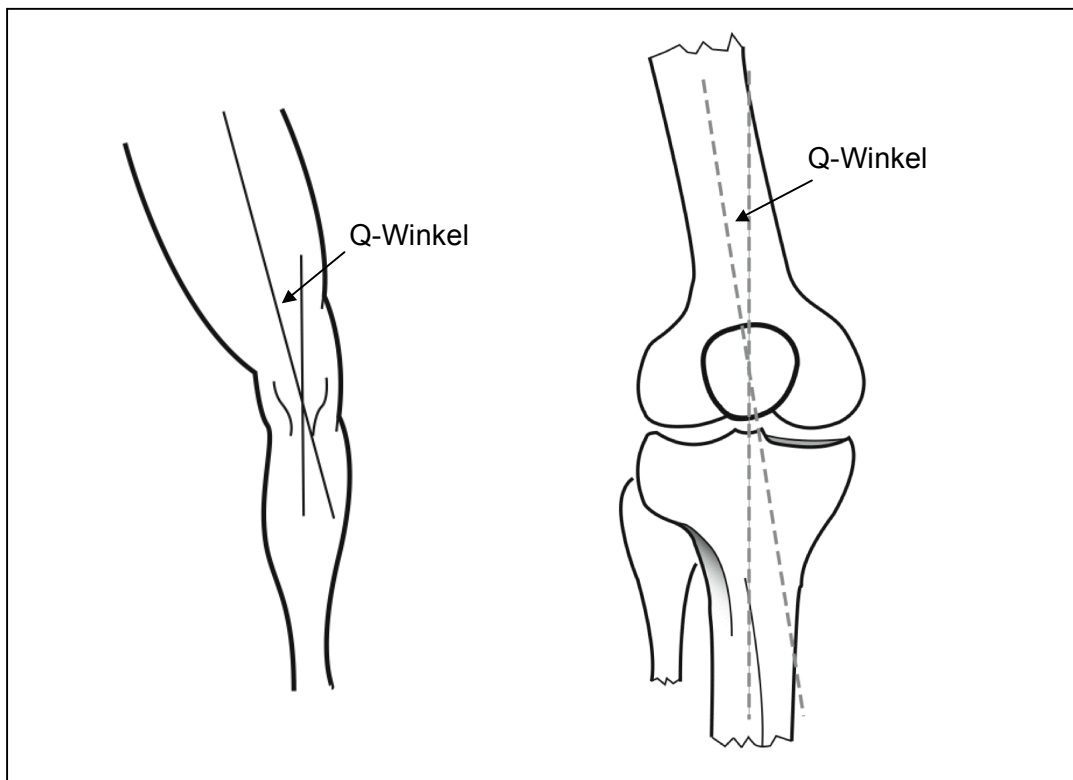


Abb. 13: Q-Winkel

Die Beobachtung der Hüfte nach muskulären Insuffizienzen und Dysbalancen erfolgt in der Sagitalebene.

Zu aller erst ob das Becken nach anterior kippt, was eine abgeschwächte Hüftstreckmuskulatur und/oder eine abgeschwächte Abdominalmuskulatur, sowie eine verkürzte Hüftbeugemuskulatur, als Ursache haben kann. Weiters kann hier ein verkürztes Iliotibialband Ursache dafür sein. Dieses Kippen nach anterior und die damit verbundenen Dysbalancen oder ihre fehlende Ansteuerung können Auswirkungen auf das Gangmuster und die Achsenstabilität haben. Die Auswirkungen auf die anteriore

Beckenstellung sind eine reduzierte Beinstabilität, da erhöhte Anforderungen an den musculus quadriceps auftreten (Götz-Neumann, 2006; Gross & Foxworth, 2003).

4.2.4 Dynamische Beobachtung

Die bisherige Beschreibung von Fehlstellungen die untere Extremität betreffend, bezog sich lediglich auf die statische Beobachtung. Es liegt jedoch in der Natur des Menschen sich zu bewegen. In jenem Fall wird die Beschreibung von Normen bzw. Abweichungen umso schwieriger. Die häufigste Untersuchungsmethode besteht darin anhand einzelner Beschwerdebilder Einflussfaktoren heraus zu finden, um sie gegebenenfalls zu verändern. Es liegen unzählige Studien vor, die sich aus biomechanischer und/oder medizinischer Sicht dem Problem Achseninstabilität angenommen haben (Earl, Hertel & Denegar, 2005; Eckhoff, 1994; Post, Teitge & Amis, 2002; Powers, 2003; Tetsworth & Paley, 1994; u.a.).

Wie in den Kapiteln der statischen Beobachtung ersichtlich, ist das Problem vielschichtig. Prinzipiell handelt sich bei muskulären Bewegungen immer um mechanische Belastungen mit sich fortwährend verändernden Hebelverhältnissen. Durch dies und unterschiedliche Geschwindigkeiten beim Gehen und Laufen oder Bergab gehen, kommt es zu unterschiedlich großen inneren Kräften bzw. Momenten. Dies hat zur Folge, dass das Problem der schlechten Linienführung, je nach Bewegungsform unterschiedlich behandelt wird. Hinsichtlich der Zielsetzungen der Beobachtung bzw. Intervention ergeben sich weiter Differenzierungen. Es haben sich bisher mehrere Forschungsgebiete ausdifferenziert, die das Problem auf ihre Weise behandelt haben.

Die Medizin befasst sich unter anderem mit der Ganganalyse um Patienten und Patientinnen wieder beschwerdefrei zu machen. Insbesondere bei neuromuskulären Problemen wie sie bei Lähmungen, wodurch auch immer, auftreten. Weiters bei Problemen nach traumatischen Verletzungen, wodurch sich aufgrund der langen Rekonvaleszenz muskuläre Dysbalancen ausprägen. Abseits der Ganganalyse behandelt die Medizin auch das Themengebiet chronischer Probleme bei Sportausübung. Allen voran Achillessehnenschmerzen und das Patello-Femorale-Streß-Syndrom (PFSS), welche beide häufig bei Laufbelastungen auftreten, werden mit Malalignment in Verbindung gebracht.

Die Sportwissenschaft beschäftigt sich vor allem mit der Leistungsoptimierung wobei betreffend des Malalignments noch keine Forschungsergebnisse vorliegen, die dessen Einfluss auf die Leistungsentwicklung quantifizieren.

Aus der Sicht der Biomechanik liegt vor allem das Interesse in der Quantifizierung der Kräfte, die bei Bewegung, mit, als auch ohne Achsabweichungen auftreten. In weiterer Folge auch die Beteiligung einzelner Muskeln an den Summenkräften und deren Wirkungsrichtungen.

Allen drei Sichtweisen und Forschungsgebieten liegt das Interesse der Beeinflussbarkeit zu Grunde. Zum Beispiel über motorische Lernprozesse, Verbesserung der motorischen Grundeigenschaften, in diesem Fall vor allem der Kraft und Beweglichkeit, kinästhetisches Empfinden über Schulung der Mechanorezeptoren, als auch äußere Faktoren, wie Geländeform, Bodenbeschaffenheit, Schuhform und Aufbau oder Einlagen.

Im Folgenden soll nun die Verkettung von Ursachen und deren Auswirkungen in der Bewegung bzw. dadurch zu erwartende Problemen am Bewegungsapparat dargestellt werden.

Da die Wertigkeit motorischer Steuerungsprogramme kaum analysierbar sind, gilt es heraus zu finden, welche Segmente im Körper die kausale Ursache für abweichende Bewegungen sind. Es ist kaum möglich zu unterscheiden bei welchen Patienten und Patientinnen oder Athleten und Athletinnen die Hüftbewegung das Knie und bei welchen die Kniebewegung die Hüfte beeinflusst. Es liegen einige Annahmen und Schlussfolgerungen vor, aber im Sinne des Fallibilismusses muss unterstrichen werden, dass es zurzeit nicht möglich ist, die Zusammenhänge eindeutig zu klären. Zumal die Zusammenhänge sowohl aufgrund neuronaler Steuerungen, als auch von konditionellen Gegebenheiten beeinflusst werden. Psychische, situationsabhängige Einflüsse können wiederum die vorhandenen motorischen Programme und deren Steuerung derart beeinflussen, dass sich wiederum die konditionellen Werte verändern usw.. Dies soll aber nicht in einer Ohnmacht gegenüber den Möglichkeiten ausarten, sondern lediglich darlegen, dass in diesem Falle viele Mutmaßungen und subjektive Schlussfolgerungen vorliegen.

Trotz der Unkenntnis von Tatsachen lassen sich jedoch einige Zusammenhänge aufweisen und erklären - unabhängig von der Sichtweise des Betrachters.

Es soll hier eine anatomische Chronologie verfolgt und daher beobachtbare Mechanismen betreffend der Achseninstabilität in den unteren Extremitäten zuerst von proximal nach distal aufgelistet werden.

Es ist in einzelnen Fällen zu beobachten, dass eine Rotation des Femurs nach Innen stattfindet. Infolgedessen rotiert die Tibia im Kniegelenk nach außen, bei gleichzeitiger Pronation. Gleichermaßen rotiert die Tibia nach innen, sobald das Femur nach außen rotiert. Dieser Vorgang geschieht unter der Voraussetzung, einer gebeugten Kniestellung.

Eckhoff (1994) beschreibt unter anderem jenen Mechanismus, wobei in seinen Ausführungen nicht nachvollziehbar ist, ob die Wahl der Formulierung bewusst von proximal nach distal verläuft oder ob es lediglich um Beschreibung eines Zusammenhangs geht.

Götz-Neumann (2006) beschreibt ebenfalls Vorgänge bei denen es sich um Rotationen im Fuß handelt. Die Beschreibung erfolgt jedoch dahin gehend, dass die Rotation, unabhängig ob nach Innen oder Außen, als Folge einer verstärkten Drehung im Hüftgelenk auftritt.

Einige Autoren sehen jedoch als Ursache der Achseninstabilität im Knie, die Bewegungen oder Instabilitäten im Sprunggelenk.

Im Konkreten wird von verstärkter Pronation gesprochen, die eine Rotation des Knies zu Folge hat (Ellis, 1995). Jene Pronation ruft eine verstärkte Varus-Stellung im Knie hervor, die wiederum eine Außenrotation in der Tibia bewirkt. Selbigen Mechanismus beschreiben Post et al. (2002). Lloyd Ireland, Willson, Ballantyne und McClay Davis (2003) stellen diesen Vorgang jedoch als reine „Hypothese“ dar.

4.2.4.1 Medialer Kollaps

Die Praxis zeigt im Gegensatz zur Beschreibung einzelner Bewegungen, dass Ausweichbewegungen häufig als Symptomkomplex auftreten. So wird von Bizzini (zit.n. Götz-Neumann, 2006, Abb. 14) beim Auftreten von obig genannten Rotationen mit unter auch eine übertriebene Beckenabsenkung auf der Seite des angehobenen Beines beobachtet. Ebenfalls eine leichte LWS-Skoliosierung. Dieser Komplex wird von Ihm als „medialer Kollaps“ bezeichnet. Neben der Schwäche in der Stabilisierungsmuskulatur ist in so einem Fall auch eine Abschwächung des m. gluteus medius und minimus wahrscheinlich.

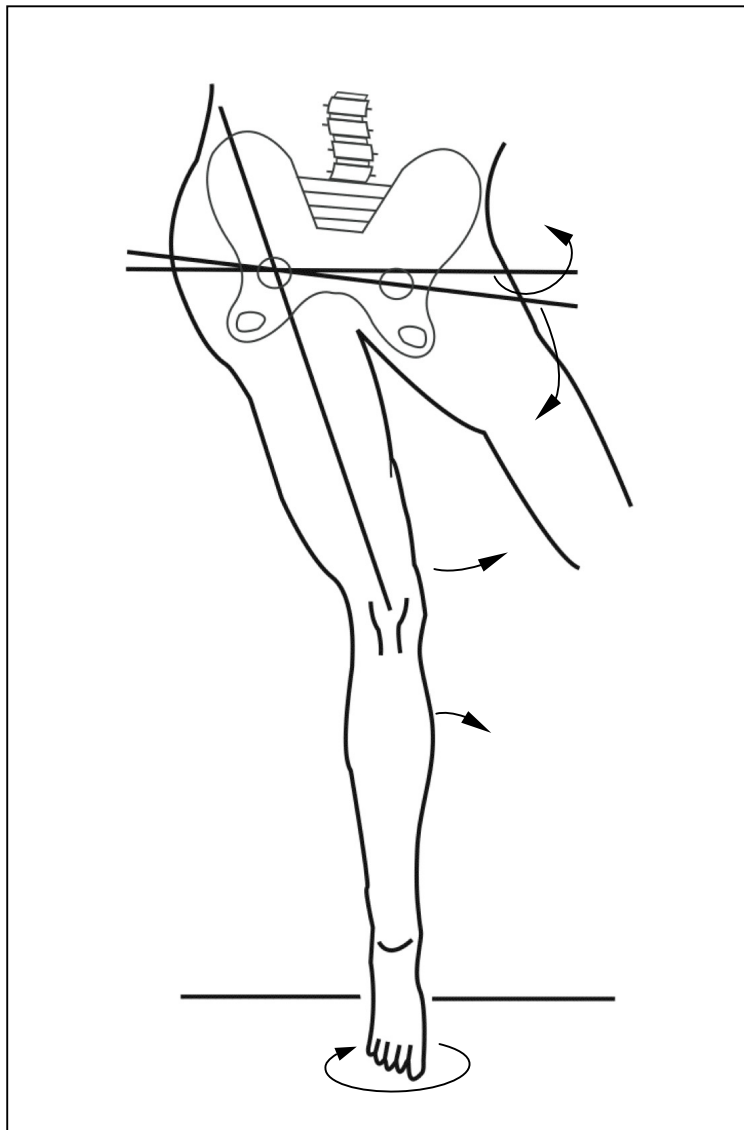


Abb. 14: medialer Kollaps (Bizzini, zit.n. Götz-Neumann, 2006)

4.2.4.2 Schmerzlokalisierung

Allen Beobachtungen zum Trotz wird das Interesse der Forschung am Menschen meist durch das Auftreten von Schmerzen geweckt.

Um dem Fitnessgedanken der Gesellschaft Folge zu leisten, wird seit van Aaken, Lydiard und Bowerman (Erfinder der heutigen Jogging-Bewegung) gelaufen. Egal wie schwer oder wie leicht die Person ist, welche Vorerfahrungen bzw. technische Fertigkeiten und welche konditionellen Fähigkeiten vorhanden sind. Das erste Mittel zur Verbesserung der „Fitness“, welche messbaren Parameter damit auch verbunden werden, ist meist Laufen.

Wie gelaufen wird interessiert dabei weniger, es sei denn, man erreicht in Wettkämpfen nach einiger Trainingszeit ein Leistungsplateau, man bringt das Interesse von vornherein mit oder es treten Schmerzen auf, die mit dem Laufen verbunden werden.

In ähnlichem Sinne beschäftigte sich auch die medizinische Forschung mit diesem Thema.

4.2.4.3 Laufverletzungen

Van Mechelen (1992) versuchte sich dem Thema der Laufverletzungen anzunehmen und berichtet über mehrere Publikationen die Malalignment in der Beinachse mit dem Auftreten von Schmerzen verbinden. Lysholm und Wiklander (1987) aus genannter Quelle versuchten die Ursache von Laufverletzungen zu analysieren. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass in 40 % der Fälle Malalignment als mindestens ein Faktor vorhanden war. Es ist nach van Mechelen jedoch nicht klar, ob Malalignment alleine als Ursache für Laufverletzungen Ausschlag gebend sein kann.

Im Gegensatz dazu berichtet Taunton (1988) von einer Publikation von Goldberg und Boiardo aus 1984, die bereits beschriebenen Instabilitätsmechanismen (Innenrotation des Femur in Kombination mit Außenrotation der Tibia) als mögliche Ursache für eine Ruptur des vorderen Kreuzbandes, sowie Einrisse des lateralen Meniskus' angeben. Da beim Laufen der Mechanismus sich tausende Male wiederholt, kann es längerfristig zu solchen Verletzungsbildern kommen. Weitere Ausführungen zu Rupturen und deren Ursache durch Malalignment wurden jedoch nicht angeführt. Beide Verletzungen stellen einen deutlichen Einschnitt in die Leistungsentwicklung eines Athleten oder Athletin dar. Nichts desto trotz werden Höchstleistungen auch nach solchen Operationen erbracht, könnten, sofern hier ein Zusammenhang besteht, aber bei entsprechender ärztlicher oder

sportwissenschaftlicher Versorgung vermieden werden. Leider konnten unter diesem Aspekt keine weiteren Literaturhinweise gefunden werden.

In Analogie zur Beobachtung einer Achseninstabilität beim Laufen untersuchten Gollhofer und Lohrer (2000) den Einfluss eines propriozeptiven Trainings auf die tibiale Innenrotation unter Belastung. Bei unzureichenden motorischen Steuerungen kann dies, nach Aussagen der Autoren, häufig zu Verletzungen führen. Im Leistungssport führt dies zu Trainingsausfällen und einer erheblichen Belastung der Kostenträger, welche naturgemäß an der Reduktion solcher Situationen interessiert sind. In dieser Studie wurden kontrollierte Bedingungen durch das Tragen einer Aircast®-Schiene oder eines Schistiefels während des Trainings geschaffen. Eine weitere Gruppe hingegen trainierte barfuss. Nach 4-wöchigem Training zeigte sich eine verringerte Tibiarotation bei der barfuss trainierenden Gruppe, bei einem gleichzeitig nicht nachweisbaren Anstieg der Maximalkraft. Weitere Messgrößen bestätigen die verbesserte Gelenksstabilität. Für die Autoren liegt der Schluss nahe, dass die Verbesserungen einer Verletzung entgegenwirken können.

Man darf jedoch einwenden, dass die Untersuchungen sich auf Personen beziehen, die bereits Probleme hatten bzw. haben und der induktive Schluss der Verletzungsprävention deshalb mit Vorbehalt erfolgen sollte. Es kann jedoch auch gefolgert werden, ungeachtet der beobachteten Achsenabweichungen und den damit einher gehenden muskulären Abschwächungen, dass es causal propriozeptiv-neuronale Fehlsteuerungen sind, die erst zu den Abschwächungen führen. Durch jene Fehlsteuerungen wird die zur Stabilisation notwendige Muskulatur nicht im erforderlichen Ausmaß benutzt und antrophiiert daher. Die beobachtbaren Verbesserungen durch entsprechendes Training könnten daher anderen Ursprungs sein.

Ähnliche Beobachtungen zu einer verringerten Tibiarotation machten Nawoczenski und Ludewig (1999) bei einer Studie zur Auswirkung von Orthopädischen Einlagen auf die elektromyografische Aktivität ausgewählter Beinmuskeln während der Laufbewegung. Laut ihren Angaben haben die ausgewählten Muskeln (m. tibialis anterior, medialer Kopf des m. gastrocnemius, m. vastus medialis, m. vastus lateralis und biceps femoris) bekannte Kontrollfunktionen von Fuß und Bein. Eine verringerte EMG-Aktivität des m. biceps femoris, welche gemessen wurde, deutet für die Autoren darauf hin, dass durch die Verwendung von Einlagen, geringere Anforderungen an die Kontrolle der Tibiarotation zum selben Zeitpunkt der Stützphase gestellt werden. In dieser Studie wurden zur Messung spezielle Sandalen verwendet. Eine Einzelfallanalyse mit der Verwendung von „motion control“ Laufschuhen zeigte sogar eine noch deutlichere Verringerung der EMG-Aktivität von -5%, bei der Sandale mit der Verwendung von Einlagen zu weiteren -19% im

Vergleich zu der Verwendung von Schuhen mit Einlagen. Die geringeren Anforderungen an die Stabilisierung und die damit verringerte Rotation der Tibia durch die Verwendung von Einlagen sind, trotz aller individuellen Unterschiede, Vorteile, die nach Angaben der Autoren nicht zu übersehen sind.

Durchaus erwünschte Rotationen der Tibia werden, durch verstärkte Pronation, nach Knicker (1992) gegen Ende der Stützphase sogar behindert. Retrospektiv stellt er fest, dass offenbar ein Zusammenhang zwischen langer, starker Pronationsstellung des Fußes beim Bodenkontakt und Beschwerden, vor allem im Kniegelenk, besteht.

Es ist jedoch schwierig dynamisch zulässige Pro- bzw. Supinationswinkel (als Komplex aus α , β und χ -Winkel zu sehen) zu definieren. Bei der Pronation handelt es sich ja auch um eine Dämpfungsbewegung, die aus diesem Grunde auch nicht ganz vermieden werden sollte. Der Laufuntergrund, die Laufgeschwindigkeit, das Körpergewicht der/des Athletin/Athleten sowie die Lauftechnik, betreffend Fußaufsatz, fließen hier in die Überlegungen mit ein.

Stacoff und Kaelin (1983; zit.n. Knicker, 1992, S. 39) schreiben in diesem Sinne zur Pronation:

„it is essential to note that the individual differences (i.e. in style or anatomy) become very important –making it difficult for any attempt to study pronation in running“

Es ist somit schwierig das Phänomen einer Achsinstabilität lediglich auf bestimmte Positionen im Fußgelenk zurück zu führen und muss daher weitläufiger beschrieben werden.

Die Beobachtung eines Malalignments untersuchte Krivickas (1997) ebenfalls retrospektiv. Anatomische Voraussetzungen in Kombination mit zu erwartenden Verletzungen, durch Überbeanspruchung, waren dabei Gegenstand ihrer Arbeit. Als Ergebnis zeigte sich, dass die Linienführung unter dynamischen Zuständen dabei eine wichtigere Rolle bekommt als unter statischen Bedingungen, insbesondere, wenn es um die Entwicklungen von Verletzungen durch Überlastung geht.

Es sei hier darauf hingewiesen, dass die auftretenden Kräfte und Momente unter dynamischen Bedingungen natürlich größer sind und damit auch eine größere Beanspruchung der beteiligten Strukturen nach sich ziehen.

Anatomische Prädispositionen die zur Entwicklung oder dem Ausbleiben von Beschwerden führen, bestehen demnach. Die Entwicklung von Verletzungen sollte jedoch Wünschenswerterweise das Interesse an verbesserten, biomechanischen Verhältnissen in der gewählten Sportart nach sich ziehen. Leider tritt anstatt dessen viel zu häufig eine völlige Vermeidung von Bewegung. Krivickas (1992) erwähnt weiters, dass Faktoren, die Malalignment nach sich ziehen, häufig bei der Entwicklung eines Patello-femorale-Streßsyndromes (PFSS) auftreten.

Turner (zit.n. Lee et al., 2003) berichtete, dass Patienten mit patello-femorale Instabilität verstärkte Außenrotation in der Tibia zeigten als Kontrollgruppen.

Aus diesen Aussagen geht hervor, dass ein Auftreten von Malalignment (noch) nicht in kausalem Zusammenhang mit bestimmten Krankheitsbildern verstanden wird. Vielmehr wird Malalignment als beeinflussender Faktor angesehen, wie z.B. beim PFSS. Definitionsgemäß ist ein Syndrom das gleichzeitige Vorliegen bestimmter Symptome mit meist unbekannter Pathogenese (Pschyrembel, 1998). Mehrere Autoren haben diesbezüglich Malalignment auf einen möglichen Zusammenhang mit PFSS untersucht.

Die durch äußere Kräfte auftretende Innenrotation des Femurs, bei gleichzeitiger Außenrotation der Tibia, bewirkt wie bereits beschrieben, eine scheinbare Valgusposition des Beines. In selbigen Vorgang vergrößert sich dadurch auch der Quadriceps-Winkel (Q-Winkel). Durch eine Vergrößerung dieses Winkels, wird jene Kraftkomponente, welcher in der Frontalebene normal zur Muskelzugrichtung steht, größer. Jene Komponente wirkt in diesem Fall im Patello-Femoral-Gelenk nach lateral. Im Weiteren verändern sich durch die Vergrößerung der Kraftkomponente in der Horizontalen, die Kontaktfläche der hyalinen Knorpel und folglich auch die Druckverteilung im Gelenk (Abb. 15).

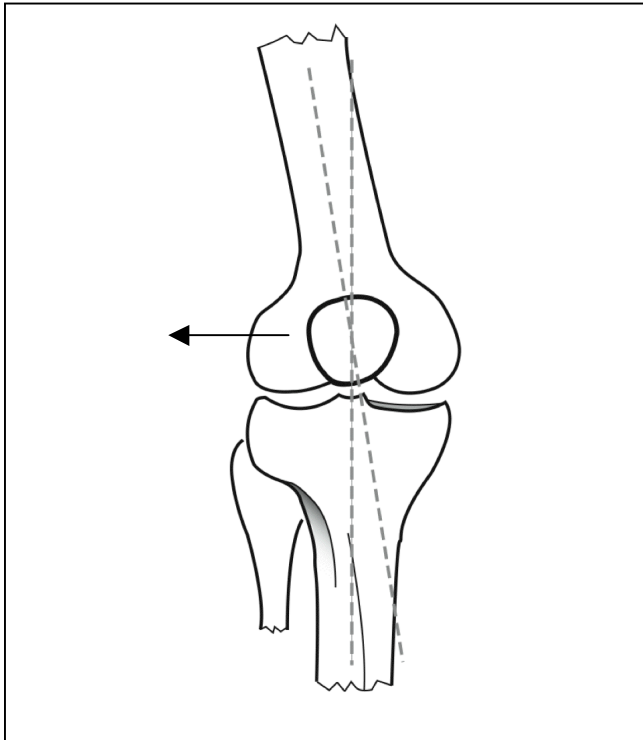


Abb. 15 : laterale Kraftwirkung an der Patella bei größerem Q-Winkel

Lee, Morris und Csintalan (2003) untersuchten mittels drucksensitiven Filmstreifen die sich verändernden Kontaktflächen. Es zeigte sich, dass sowohl bei Innen- als auch bei Außenrotation der Tibia sich die Druckverhältnisse ändern, wobei der Anstieg des Drucks bei Außenrotation ungleich größer war.

Durch zu hohe Lasten stellen sich auch Rotationen ein, deren Ursache noch nicht ausreichend abgeklärt wurde. Es liegt der Schluss nahe, dass bei Auftreten eines PFSS bzw. Malalignments muskuläre Insuffizienzen vorhanden sind. Zum einen in der Beinstreckschlinge zur Bewältigung der vertikalen Lasten, zum anderen zur Stabilisierung des Beines in der Horizontalen. Da beim Laufen, je nach Angabe, Lasten vom mehrfachen des Körpergewichts bei jedem Schritt, durch muskuläre oder ligamentäre Strukturen, abzubremesen sind, ist es nicht verwunderlich, Achsabweichung in der initialen Stützphase zu beobachten.

Aus Untersuchungen von Sommer (zit.n. Lloyd Ireland et al., 2003) geht hervor, dass bei Sprüngen in ermüdeten Zustand größere Valgus-Momente und damit verbundene Innenrotation (im Femur) bei Frauen häufiger auftraten, als bei Männern. Ein Erklärungsversuch war eine mögliche Schwäche der Außenrotatoren, sowie der Abduktoren, welche zu einer schlechten Linienführung im Bein und infolgedessen zu PFSS führen kann. Es zeigte sich in einer Studie durch Lloyd Ireland, dass Patienten und Patientinnen mit PFSS signifikant geringere isometrische Kraftwerte in der Abduktion bzw.

Außenrotation realisieren konnten, als eine gesunde, gleichaltrige Kontrollgruppe. Aus ähnlichen Überlegungen verordneten Fredericson, Cookingham und Chaudhari (2000; zit.n. Lloyd Ireland et al., 2003) Läufer(inne)n mit Iliotibialband-Syndrom ein 6-wöchiges Aufbautraining zur Kräftigung des m. gluteus medius. Nach Ablauf des Trainingsprogramms waren 90% der Patient(inn)en schmerzfrei und konnten zu ihrem vorherigen Aktivitätslevel zurückkehren. Es sei jedoch laut Lloyd Ireland et al. zu hinterfragen, ob entsprechende Trainingsprogramme auch prophylaktische Wirkung in der Entwicklung von PFSS aufweisen.

Folgt man der These, dass zur Achsstabilisierung ein Mindestmaß an Kraft in der Stabilisierungsmuskulatur nutzbar sein muss, so ist eine prophylaktische Wirkung durchaus anzunehmen. Das tatsächliche Ausmaß der auszubildenden Krafftfähigkeiten ist sicherlich davon abhängig, welche Alltagslasten der/die Patient/in, respektive der/die Athlet/in zu bewältigen hat. Bezogen auf das Laufen wird wohl das Phänomen Kraft genauer ausdifferenziert werden müssen, zumal sich die Kraftanforderungen eines 100m Laufes von jenem eines Marathons doch deutlich unterscheiden.

Dass eine schlechte Linienführung auf muskuläre Schwächen zurückzuführen sei, wird ebenfalls von Post et al. (2002) angeführt. Ihnen zu Folge beinhalten Dysbalancen im Streck-Mechanismus, nicht nur dynamische, sondern auch neuromuskuläre Faktoren, zumal diese zur Diagnose nicht in der statischen Bildgebung aufscheinen. Auf den Punkt gebracht schreiben POST et al. „malalignment means malalignment of forces“ (S. 523).

Demnach entsteht Malalignment hauptsächlich durch mangelnde neuromuskuläre Kontrolle. Sind die koordinativen Muster zur Stabilisierung des Knies nicht ausreichend ausgeprägt, so kann es in der Dynamik zu medialen und lateralen Achsverschiebung kommen.

Earl et al. (2005) schreiben in diesem Zusammenhang

„Dynamic malalignment (DM) is defined as malalignment that occurs during movement as a result of poor neuromuscular control of the trunk and lower extremity.“ (S. 215)

Obwohl die vorhandene Literatur derzeit nicht zu verstehen gibt, dass eine allgemein gültige Definition von Malalignment vorhanden ist, geht dennoch hervor, dass bei dynamischen Instabilitäten neuromuskuläre Faktoren zweifelsohne eine Rolle spielen.

Earl et al. gehen weiters darauf ein, dass alle Möglichkeiten von statischem Malalignment einen Einfluss auf die Entwicklung von PFSS haben. Durch solche Fehlstellungen, z. B.

gemessen am Q-Winkel prägen sich in weiterer Folge muskuläre Dysbalancen aus, die sich durch Abschwächung einiger Muskeln, bei gleichzeitiger Hyperaktivität anderer zeigen. Durch diese Hyperaktivität erhöht sich der Ruhetonus, was wiederum zur Diagnose von funktionellen Verkürzungen führen kann. Die statische Messung reicht aber bei weitem nicht aus, das Phänomen PFSS ausreichend zu beschreiben. In der Dynamik können sich unter anderem „abnormale“ Aktivierungsmuster ausprägen die ebenfalls die Behandlung erschweren.

In der von Earl et al. durchgeführten Studie wurde versucht die Einflüsse auf PFSS multifaktoriell anhand eines „lateral-step-down“ zu analysieren. Lateral bezieht sich in diesem Fall auf einen seitlichen Schritt von einer Stufe, ähnlich dem Spiel von Kindern, an einer Gehsteigkante. Die erhobenen Parameter waren statische Linienführung (Flexibilität Ischiocrurale Muskulatur, Iliotibial-Band, Beckenkipfung sowie Senkung des Os Naviculare), Gelenkwinkel (Pronation, tibia Innenrotation, Knie Flexion, Knie Valgus, Femuradduktion, Femurinnenrotation) und Aktivierungszeiten einzelner Muskeln (m. vastus medialis, m. vastus lateralis, m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae). Bewegungsgeschwindigkeiten wurden mit 60 Schritten pro Minute vorgegeben.

Ihre Auswertungen ergaben einen hohen Zusammenhang von Pronation, Knie Flexion, Femuradduktion und Femurinnenrotation mit PFSS. Eine Kombination dynamischer und statischer Überprüfung der Linienführung, sowie EMG Messungen einzelner Muskeln, ist nach den Autoren daher zur Bestimmung von PFSS zu empfehlen.

Es sei jedoch zu dieser Studie angemerkt, dass die eventuell auftretenden Abweichungen in der Linienführung nicht nach deren Ursachen hinterfragt wurden. Einleitend wird zum einen von fehlerhafter, neuromuskulärer Kontrolle gesprochen, jedoch wurde nicht überprüft, ob das Kraftniveau der Synergisten eine Stabilisierung der gesamten Extremität überhaupt zulässt.

Einlagen und orthopädischen Stützen werden seit geraumer Zeit dazu verwendet etwaige Fußfehlstellungen zu korrigieren. Dass Einflüsse durch die Form und das Material auf die gesamte Extremität bestehen, gilt als gesichert. Die Einzelheiten betreffend Material und deren Einflüsse unter Belastung werden mitunter kontrovers diskutiert. Gross und Foxworth (2003) untersuchten den Einfluss von Einlagen auf Q-Winkel und Knieachse und die damit verbunden Konsequenzen für PFSS. Mehrere Autoren werden angeführt, die sich dem Zusammenhang der Unterschenkelrotation und Pro- bzw. Supination gewidmet haben. Bereits erwähnt wurde die scheinbare Valgusstellung, als Folge von starker Pronation und Tibiaaußenrotation. Einlagen lassen es zu, das Ausmaß der Pronation bzw. Supination zu limitieren. Gross und Foxworth geben jedoch auch zu

bedenken, dass in ihrer klinischen Praxis schon Fälle beobachtet wurden, die eine verstärkte Valgusposition des Knies, jedoch keine abnormale Pronation zeigten. Auch die bereits beschriebenen Änderungen der Druckverhältnisse im Patellaren Gleitlager können zum Symptombild von PFSS führen (Abb. 14). Fulkerson und Hungerford (zit.n. Powers, 2003) bezeichnen dies als „Law of valgus“.

Messier, Davis und Curl (1991) untersuchten 36 weibliche und männliche Läufer(innen). Sie fanden in ihren Beobachtungen einen Zusammenhang zwischen einem vergrößerten Q-Winkel und dem Auftreten von PFSS. Fulkerson und Hungerford (zit.n. Thomeé, Augustsson & Karlsson, 1999) fanden indes keinen nachweisbaren Zusammenhang.

Des Weiteren wird von Gross und Foxworth (2003) ein Test beschrieben, der jedoch nach Reliabilität und Validität nicht überprüft wurde. Dieser „Iliotibial-Band Bowstring Test“ versucht, um für ein positives Ergebnis zu sorgen, den Patellofemorale Schmerz zu reproduzieren. Der/Die Patient/in liegt auf der Seite und der Tester drückt dabei auf den tractus iliotibialis superior der lateralen Femur-Condylen. Bei Auftreten von Schmerzen scheint der tractus iliotibialis verkürzt zu sein, was in Kombination mit Hyperpronation und einer Valgusstellung des Beines, in Dynamik, noch zusätzlich begünstigt wird.

Gemäß der Fragestellung nach Einflussfaktoren von schlechter Linienführung ist, wenngleich dem Autor noch keine wissenschaftlichen Daten vorliegen, eine Verkürzung des tractus iliotibialis nicht auszuschließen. Selbiges gilt, aufgrund seiner Funktion, auch bei einer Verkürzung des m. biceps femoris.

Verkürzungen in den einzelnen Muskeln gehen häufig mit Abschwächungen einher (Verkürzungsabschwächung, der Muskel ist verkürzt und abgeschwächt). Der mögliche Einfluss von muskulärer Kraft auf die Achsenstabilität wurde bereits angesprochen. In wieweit dies mit der Entwicklung von PFSS in Zusammenhang steht, ist nach Thomee et al., nicht als gesichert zu betrachten. In einer Analyse dieser Forschergruppe konnten keine eindeutigen Hinweise dargelegt werden. Ähnliche Ergebnisse zeigten sich für die EMG Aktivitäten der einzelnen Beinmuskeln, an schmerzenden, im Vergleich zu gesunden Beinen.

4.2.4.4 Arthrose

Als weiteres Krankheitsbild wird Arthrose mit Malalignment in Zusammenhang gebracht. Da ein häufiger Grund für Bewegungseinschränkungen, ab einem Alter von über 65 Jahren, durch auftretende Osteoarthritis (OA) entsteht, liegt in der Klärung dessen

Ursache vermehrtes Interesse. Vor allem der biomechanische Einfluss auf die Pathogenese liegt nach Literaturangaben in der letzten Zeit im Vordergrund.

In vielen Fällen zeigt sich die Osteoarthritis im medialen tibiofemoral-Bereich. Zeitgleich zeigt sich häufig eine verstärkte Varusposition im Knie, wodurch medial bei jedem Schritt ein höherer Druck am Gelenksknorpel entsteht, als bei gerader Beinachse. Durch die Varusposition verläuft die Kraft-Wirkungslinie nicht durch die Mitte des Kniegelenks, sondern medial davon. Die Bodenreaktionskraft bewirkt durch diesen Hebel, je größer der Abstand zur Wirkungslinie (Ausprägung der Varusposition), desto größer das Moment im Kniegelenk, ein größeres Moment im Sinne der Adduktion. Teichthal, Wluka und Cicuttini (2003) beschreiben diesen Zusammenhang und weisen darauf hin, dass die statische Bildgebung nicht ausreicht, um die Pathogenese der OA zu untersuchen. In ihren weiteren Ausführungen wird neben anatomischen Voraussetzungen, auch das individuelle Kraftniveau als entscheidend für die Entwicklung von OA angesehen. Insbesondere die stabilisierende Funktion des m. quadriceps wird hervorgehoben. Eine Längsschnittstudie an Frauen zeigte, dass Patientinnen mit geringen Kraftwerten in der Knieextension ein höheres Risiko haben, angesprochene Gelenksprobleme auszubilden. Da OA im Zusammenhang mit Malalignment beobachtet wird, ebenso wie mit obig erwähnter Bandlaxizität, die Malalignment wiederum auslösen, besteht nach Teichthal et al. (2003) die Notwendigkeit die biomechanischen Verhältnisse zu verbessern, was ihrem Schluss nach das Fortschreiten von OA zumindest verzögern sollte.

Aus der Erklärung eines erhöhten Momentes im Kniegelenk, durch Abweichung von Wirkungslinie und Drehachse, wird durch die Wiederherstellung einer Achsgerechten Beinposition, das Moment und somit der Druck am Gelenksknorpel, mit Sicherheit verringert. Die Vielzahl der Faktoren lässt jedoch auch hier nur Vermutungen zu.

Nicht nur Knorpeldegeneration im Knie, sondern in der gesamten Bein-Streck-Schlinge hat nach heutigem Stand als Mit-Ursache eine schlechte Linienführung. Eckhoff (1994) stellte positive Korrelationen zwischen verstärkter femoraler Anteversion, patello-femoralen Schmerzen und Arthrose in Knie und Hüfte fest. Insbesondere Veränderungen der Linienführung in der Rotation, genauer in der Gelenks-Version (knöcherne Rotation) tragen zu Arthrose vermehrt bei. Einzelne Faktoren die Malalignment beeinflussen, als auch die Beobachtung in Form von Varisch/Valgischen Beinachsen selbst, stehen in Zusammenhang betreffend des Risikos einer Ausprägung von Knorpeldegeneration. Er schreibt weiter, dass die Langlebigkeit eines Gelenks, sowohl natürliche als auch künstliche Gelenke, mehr von der Version als von der Achsstabilität abhängt.

4.2.4.5 Achilles Sehne

Verläuft die Zugrichtung der Achillessehne nicht achsgerecht – d.h. weitgehend parallel zur Tibiaachse – so ist es leicht erklärt, dass die Zugbelastung an der Sehne einseitig verläuft. Dies kann auf Dauer zu Überlastungsreaktionen, wie Schmerzen und/oder Entzündungen führen. Galloway et al. (1992) schrieben dies unter anderem dem Auftreten von Malalignment zu, wobei die Achsenabweichung sowohl in Hüfte oder Knie, als auch im Fuß auftreten kann. Insbesondere treten Überlastungen der Sehne bei starker Pronation auf. Diese kann den Autoren zufolge auch durch eine Abflachung des Längsgewölbes verstärkt in Erscheinung treten. Als weitere Faktoren, die Überlastungen der Sehne mit beeinflussen, werden inadäquates Stretching, trainingstechnische Fehler, harte Trainingsböden und mitunter auch systemische Erkrankungen aufgeführt. Im Leistungssport ist es nicht immer möglich den Trainingsumfang zu reduzieren, um ein bestimmtes Niveau zu erreichen, daher scheint es umso wichtiger, allgemeine Stabilisierung der unteren Extremität zu trainieren, um Probleme weitgehend zu vermeiden.

In diesem Abschnitt sollte aufgezeigt werden, dass Beinachseninstabilität noch sehr wenig medizinisch, vor allem in Zusammenhang mit Laufbeschwerden, untersucht wurde. Lediglich bei einigen multifaktoriellen Schmerzproblematiken wurde mangelnde Stabilität als Ursache in retrospektive Untersuchungen mit einbezogen. Spezielle Krankheitsbilder wie OA und Achillessehnenbeschwerden haben bei fehlender, sportlicher Betätigung haben eine sehr lange Entwicklungszeit. Mit Zunahme des Interesses gegenüber einer präventiv orientierten Medizin zeigt sich auch hier mittlerweile Forschungsinteresse, welches sich in den dargestellten Untersuchungen widerspiegelt.

Einem Einfluss auf die Ätiologie bestimmter orthopädischer Beschwerdebilder wurde mangelnde Beinachsenstabilität bereits zugeschrieben. Diesem Umstand wurde bisher jedoch noch nicht durch einen Quantifizierungsversuch der Abweichungen in der Laufbewegung Rechnung getragen.

Im zweiten Teil soll nun eine Studie präsentiert werden, die jenen Ansatz aufgenommen hat.

5 Empirische Studie

5.1 Zielsetzung

Ziel der Untersuchung war es die diversen Winkel der Beinachse in der Frontalebene zu bestimmen, um anhand der Ergebnisse Schlussfolgerungen zur Schmerzentwicklung beim Laufen ziehen zu können.

5.2 Probandenkollektiv

Das Kollektiv wurde über Newsletterabonnenten der Firma FLOWSPORTS rekrutiert. Der Abonnentenpool umfasst ca. 600 Personen unterschiedlichen sportlichen Niveaus. Sowohl Leistungssportler als Sportanfänger befinden sich im Abonnentenkreis. Es wurde dazu aufgerufen sich bei allgemeinen Schmerzen beim Laufen zur Studienmitarbeit zu melden. Die Art und Lokalisation wurde dabei lediglich auf Schmerzen der unteren Extremitäten und des Beckens eingeschränkt. Läufer(innen) mit Rückenschmerzen wurden nicht in das Kollektiv aufgenommen. Die Kontrollgruppe setzte sich ebenfalls aus den Abonnenten zusammen. Aufgrund des Angebots einer Gratis-Videoanalyse am Laufband meldeten sich auch Läufer(innen) die frei von laufspezifischen Schmerzen waren.

In Summe meldeten sich 28 Personen, davon 16 Männer und 12 Frauen im Alter von 21 bis 63 Jahren. 15 Personen gaben an regelmäßig beim Laufen Schmerzen zu haben.

5.3 Untersuchungsmethoden und Ablauf

Vor der Untersuchung wurden allgemeine Information, sowie Daten vor allem zum Beschwerdebild der Proband(inn)en mittels Anamnesebogen erhoben.

Zur Auswertung gelangten:

- ✓ Geschlecht
- ✓ Alter
- ✓ Körpergröße
- ✓ Gewicht
- ✓ Anzahl der Laufjahre
- ✓ durchschnittlichen Laufstunden pro Woche

Des weiteren wurde noch die Fusslänge, die Höhe der Unterkante des Malleolus lateralis , des Kniegelenksspalts lateral und der Hüftbeuge gemessen. Nach Palpierung wurde mittels eines herkömmlichen Maßbandes gemessen. Die Höhe der Hüftbeuge (angenommene Beinlänge) wurde als ertastetes Ende der M. rectus femoris Sehne bei ca. 90° Anteversion angenommen. Gemessen wurde an beiden Extremitäten. Aufgrund der geringen Unterschiede der beiden Seiten, die im Bereich des Messfehlers liegen können, wurden nur die Ergebnisse der rechten Körperhälfte in die Studiaauswertung integriert. Aus den vermessenen Werten wurde neben der Beinlänge auch noch die Oberschenkellänge, die Unterschenkellänge sowie das Verhältnis der beiden Werte errechnet.

Leider konnten nicht alle erhobenen Daten aufgrund einiger Mängel weiter verarbeitet werden, da die Art der Schmerzen ob „knöchern/Bandapparat“ oder „muskulär“ meist mit „weiß nicht“ beantwortet wurde. So konnten nur die Daten zur Lokalisation den Häufigkeiten nach, weiter ausgewertet werden. Ebenso konnten die Antworten zum Zeitraum seit dem die Schmerzen auftreten, sowie zu Operationen, ärztlichen Diagnosen und Vorverletzungen zumeist aus Unkenntnis nicht beantwortet und somit nicht ausgewertet werden.

Die Bewegungsanalyse wurde auf einem Laufband der Marke h/p/cosmos Modell quasar It med 4.0 durchgeführt. Der Vorteil dieses Gerätes liegt darin, dass sich die Laufrichtung umdrehen lässt, wodurch kein Motor oder sonstiger Aufbau den Blick auf die Beinachse verdeckt. Der medizinische Standard des Gerätes ermöglicht genaue Einstellungen der Geschwindigkeiten.

Die Bewegungsanalyse erfolgte mittels eines Lukotronic AS 200 advanced. Dies ist ein transportables Messsystem zur Vermessung von 3D-Bewegungsabläufen in Echtzeit. Mittels Kamerabalken (Integration von 3 Infrarotkameras) werden die am Bewegungsobjekt angebrachten Infrarot-Aktiv-Marker erfasst und als 3D- Koordinaten ausgegeben. Mittels Multiplexverfahren wird nacheinander jeder Marker von der Steuerelektronik angesteuert, wodurch die Auswertesoftware die einzelnen Marker von einander unterscheiden kann.

Zur Auswertung gelangt eine .csv-Datei (comma separated value) die zu den gemessenen Zeitpunkten die entsprechenden Koordinaten der einzelnen Marker liefert.

In Vorversuchen wurde die Bewegungsanalyse zusätzlich mit der optischen Analysesoftware Dartfish® ProSuite 4.0 durchgeführt. Glass, Priest und Hayward (o.J.) untersuchten mittels jener Software den „Valgus Collapse“ bei jugendlichen Volleyballerinnen während ein- und beidbeinigen Kniebeugen. Dabei wurde der Verlauf vom Winkel zwischen der Tibia und einer lotrechten Linie mit Schnittpunkt im oberen Sprunggelenk aufgezeichnet. Zum einen wird das Ergebnis bei solchen Systemen stark durch die Auflösung und Verzerrungen der Kamera beeinflusst (Nigg & Herzog, 1994), zum anderen ist die Auswertung sehr zeitaufwendig, da bei mangelnder Bildqualität die automatische Erfassung bestimmter Beobachtungspunkte bei jedem einzelnen Bild nachkorrigiert werden muss. Des Weiteren liegen die Stärken der Software vielmehr in der Aufbereitung trainerrelevanter Information, denn in der Erhebung wissenschaftlicher Daten. Insbesondere die Aufbereitung der Daten zur Weiterverarbeitung machte eine Integration in das Studiendesign nicht möglich. Die gegenläufigen Bedingungen betreffend der Helligkeit im Messraum für Kamera bzw. Infrarotkamera, gaben ebenfalls den Ausschlag auf die zusätzliche Untersuchung mittels Dartfish® zu verzichten.

5.3.1 Markerpositionierung

Zur Bestimmung der Beinachse wird in der Orthopädie wie schon erwähnt die Mitte des Femurkopfes, die Mitte der Patella, die Mitte des oberen Sprunggelenkes sowie der zweite Zehenstrahl herangezogen. Biomechanisch handelt es sich dabei um die Ausrichtung der Gelenksmittelpunkte. Zur genauen Bestimmung der Gelenksmittelpunkte z. B. beim Knie wird jeweils einen Marker medial und einen lateral am Gelenk. Mittels Halbierung der Strecke im Raum kann somit der Gelenksmittelpunkt bestimmt werden. Die Kamerabalken konnten im Analyselabor jedoch nur direkt vor bzw. hinter dem Gerät aufgestellt werden. Dies bewirkt jedoch, dass bei etwaigen Abweichungen der Beinachse durch Verdecken eines Markers der Gelenksmittelpunkt nicht mehr bestimmt werden kann. Der apparative Aufwand wäre in Folge ad absurdum geführt, da gerade Abweichungen in der Dynamik der Gegenstand des Interesses waren. Die Positionierung der Marker an den Gelenksseiten ist im Normalfall insofern erforderlich, da es an diesen Stellen bei der Beugung des Knies zu geringeren Hautverschiebungen kommt und daher zu geringeren Fehlern. Die Verwendung von Aluminium-Winkeln die ein Abstrahlen der Marker nach ventral verbessern würde musste ebenfalls abgelehnt werden. Bei den Testpersonen in den Vorversuchen schien, bei an sich normalen Körperfettanteilen von 15-25%, die Haut als zu weich bzw. elastisch. Dies zeigte sich bereits im Stand durch ein abwärtskippen der Infrarotmarker. Als Folge des Kippmoments begannen die Marker in Bewegung zu schwingen und lösten sich aufgrund des größeren Massenabstandes zur Klebefläche auch deutlich leichter von der Haut ab. Da zur Bestimmung der Winkel in der

Frontalebene die vertikale Hautverschiebung deutlich weniger ins Gewicht fällt, wurde sie nicht zuletzt auch durch Probleme bei der technischen Umsetzung vernachlässigt.

Da die Analyse der Winkel nur in der Projektion der Frontalebene erfolgte, konnte die genaue Segmentlage im Raum vernachlässigt werden. Dreidimensionale Markersysteme wie jene von Perry (2003) bei denen pro Bein 11 Marker verwendet werden, wurden daher außer Acht gelassen und durch ein System ersetzt, welches mit 4 Markern pro Bein das Auslangen fand. Wie in Abb. 17 ersichtlich befindet sich ein Marker direkt an der spina iliaca anterior superior, einer in der Mitte der Patella, einer an der ventralen Seite des oberen Sprunggelenks in der Mitte der beiden Malleoli sowie einer auf Höhe der Zehengrundgelenke direkt über dem zweiten Zehenstrahl.

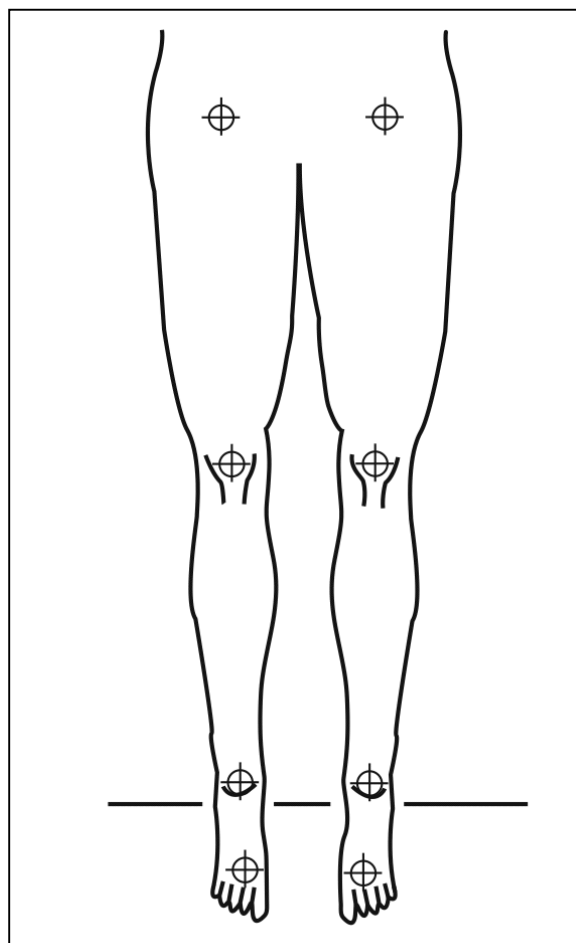


Abb. 16: Markerpositionierung

Nach der anthropometrischen Vermessung wurden die Probanden und Probandinnen mit den Markern beklebt. Die Marker wurden, wie durch die Firma Lukotronic empfohlen, mittels EKG-Kleberinge für Hellige-Elektroden an der Haut befestigt. Für die Untersuchung im Stand und Gang bzw. Lauf bis ca. 12km/h zeigte sich diese Technik als völlig ausreichend, solange die Messzyklen kurz gehalten wurden. Bei Einsetzen von

verstärkter Schweißbildung, induziert durch längere Belastungssequenzen, lösten sich die Marker leichter von der Haut. Die Messzyklen wurden daher mit 15s limitiert. Um Kollektive im Lauf über 12km/h zu testen, sollte jedoch ein anderes Verfahren herangezogen werden. Die Eigenmasse der Marker bewirkte, infolge des Impacts, beim Aufsetzen des Beines ein frühzeitiges Ablösen von der Haut. Es empfiehlt sich daher, insbesondere für Fragestellungen im Lauf, die Klebetechnik zu überdenken.

Die Aufzeichnung des „normalen“ Standes der Proband(inn)en erfolgte für jeweils 5s. Unmittelbar danach folgte die Aufzeichnung in der Laufbewegung bei 7km/h und 10km/h. Nach Erreichen der gewählten Laufbandgeschwindigkeit wurde die Messung gestartet und für 15s durchgeführt. Währenddessen wurde zweimal die Zyklusfrequenz mittels Stoppuhr Stoptec Digi DT-100 per Hand erhoben. Mit diesem Modell kann durch die Messung von 3 Gang- bzw. in diesem Fall Laufzyklen, die Frequenz in Zyklen pro Minute direkt ohne Umrechnung ermittelt werden. Aufgrund der Fehlerquelle durch die nicht-elektronische Datenerfassung (Handstoppung) wurde zwei mal gemessen und das arithmetische Mittel als Ergebnis aufgenommen.

Die Geschwindigkeiten wurden, insbesondere im Vergleich zum Wettkampfsport, niedrig gewählt. Die bereits angesprochene Problematik der Haltbarkeit der Marker und die individuelle Leistungsfähigkeit der Teilnehmer und Teilnehmerinnen sorgten aber für den Ausschlag jene Geschwindigkeiten zu wählen. Bei Laufbandergometrien liegen die Ausbelastungsgeschwindigkeiten nach Erfahrungen der Firma FLOWSPORTS OG (ohne wissenschaftlicher Datenerfassung) häufig nicht höher als 11-13km/h, somit wären bei höheren Geschwindigkeiten als 10km/h manche Athleten schon an ihrer Leistungsgrenze, was aus der an sich schon kleinen Stichprobe, zu Ausfällen hätte führen können und deshalb vermieden wurde.

Die Erhebung der Messwerte durch das Lukotronic Meßsystem erfolgte mit einer Abtastrate von 100Hz. Zur anschließenden Auswertung wurde die Statistiksoftware R herangezogen. Durch die einfache Programmiermöglichkeit konnte ohne zusätzlichen apparativen Aufwand, sowohl die Winkelberechnungen, als auch die statistische Auswertung und Aufbereitung durchgeführt werden (Quellcode siehe Anhang).

5.3.2 Berechnung der Winkel

Zur Berechnung der Winkel wurde im zugrunde liegenden Berechnungsmodell durch jeweils zwei Marker eine Gerade gelegt. Die räumliche Tiefe wurde in diesem Modell nicht berücksichtigt, das heißt mit Eingang in die mathematische Analyse befanden sich alle Markerpunkte sozusagen auf einer Ebene – aus Beobachtersicht in der Frontalebene des/der Läufers/Läuferin. Jeweils zwei Gerade ergeben zweidimensional, sofern sie nicht parallel sind einen Schnittpunkt. Der eingeschlossene Winkel kann berechnet werden. Zuvor wurden jedoch die Daten noch nach Stütz- und Flugphase gefiltert. Maximalwerte für den Abstand von Großzehenspitze zu Zehengrundgelenk lagen im vermessenen Kollektiv bei 80mm. In der Annahme, dass während des „toe-off“ die Fußlängsachse weitgehend senkrecht zur Lauffläche steht, wurde zur Trennung von Stütz- und Flugphase eine Zehenmarkerhöhe von 80mm herangezogen. Befand sich somit der Zehenmarker mehr als 80mm über der Lauffläche, so wurden die Daten der Flugphase zugeschrieben und keiner weiteren Analyse unterzogen. Die Filterung erfolgte für beide Beine separat.

5.3.3 Berechnete Winkel

Zum Zwecke der besseren Lesbarkeit wurde ein System von Kürzeln für die Winkelbezeichnung erdacht. Die Bezeichnung der Winkel ergibt sich nun durch „w“ und den Kürzeln der jeweiligen Schenkeln und der Basis.

Tabelle 2: Abkürzungen

w.....	Winkel
h.....	Hüftmarker
k.....	Kniemarker
s.....	Sprunggelenksmarker
z.....	Marker am zweiten Zehenstrahl
v.....	Vertikale Gerade durch den Hüftmarker
li.....	Links
re.....	Rechts

Wie aus Tabelle 2 ersichtlich ergibt das Kürzel „wshkli“ beispielsweise den eingeschlossenen Winkel zwischen den Geraden Sprunggelenk – Hüfte und Hüfte – Knie am linken Bein. Analog dazu lassen sich die Namen der berechneten Winkel, wie sie in Tabelle 3 dargestellt sind lesen.

Zur Berechnung und Auswertung wurden folgende Winkel herangezogen:

Tabelle 3: Winkelbezeichnungen

wshkli	wshkre
whszli	whszre
whksli	whksre
wvhkli	wvhkre

Zur besseren Illustration sind die jeweiligen Winkel in Abb. 18-21. am Beispiel des rechten Beines dargestellt. Analog gelten die Darstellungen auch für das linke Bein.

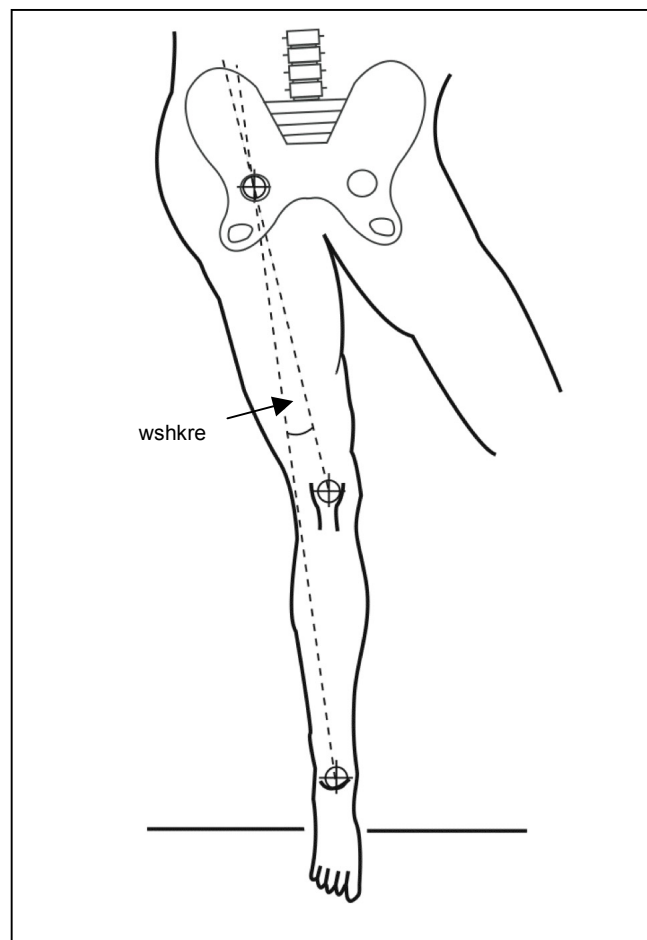


Abb. 17: Winkel-Sprunggelenk-Hüfte-Knie (wshkre)

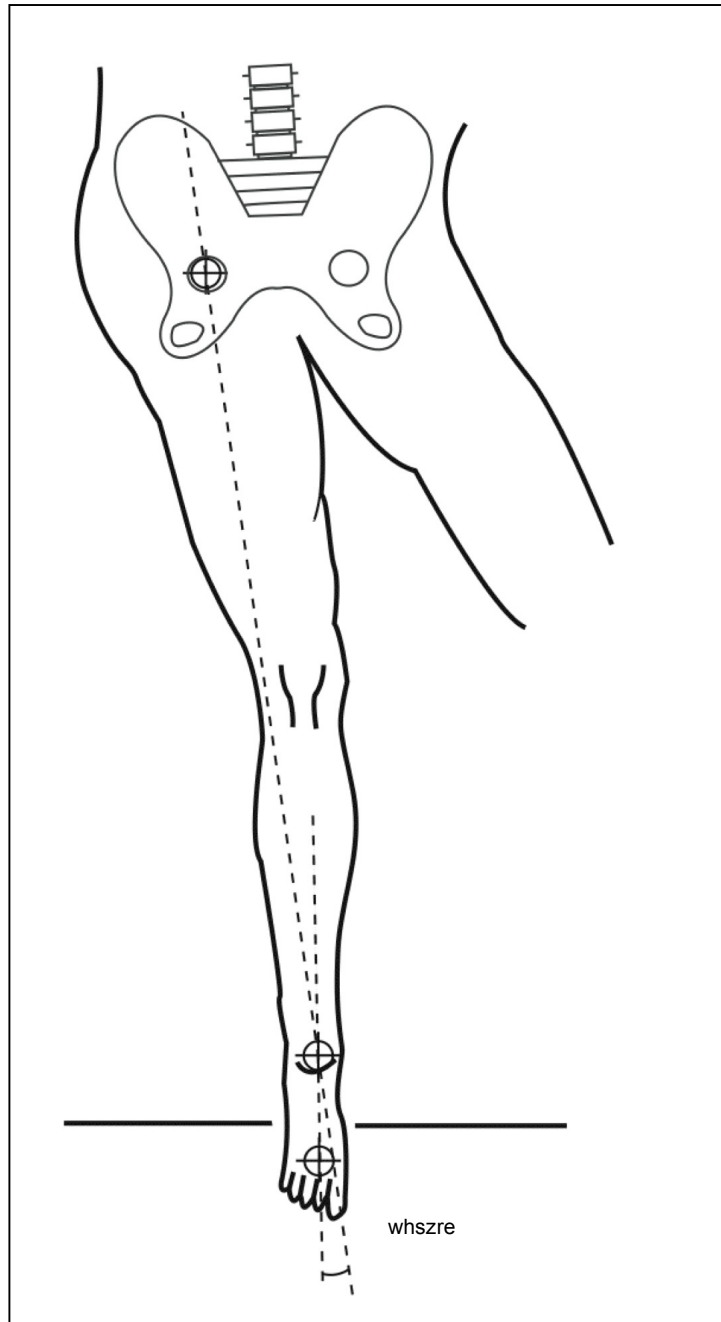


Abb. 18: Winkel – Hüfte – Sprunggelenk – Zehenstrahl (whszre)

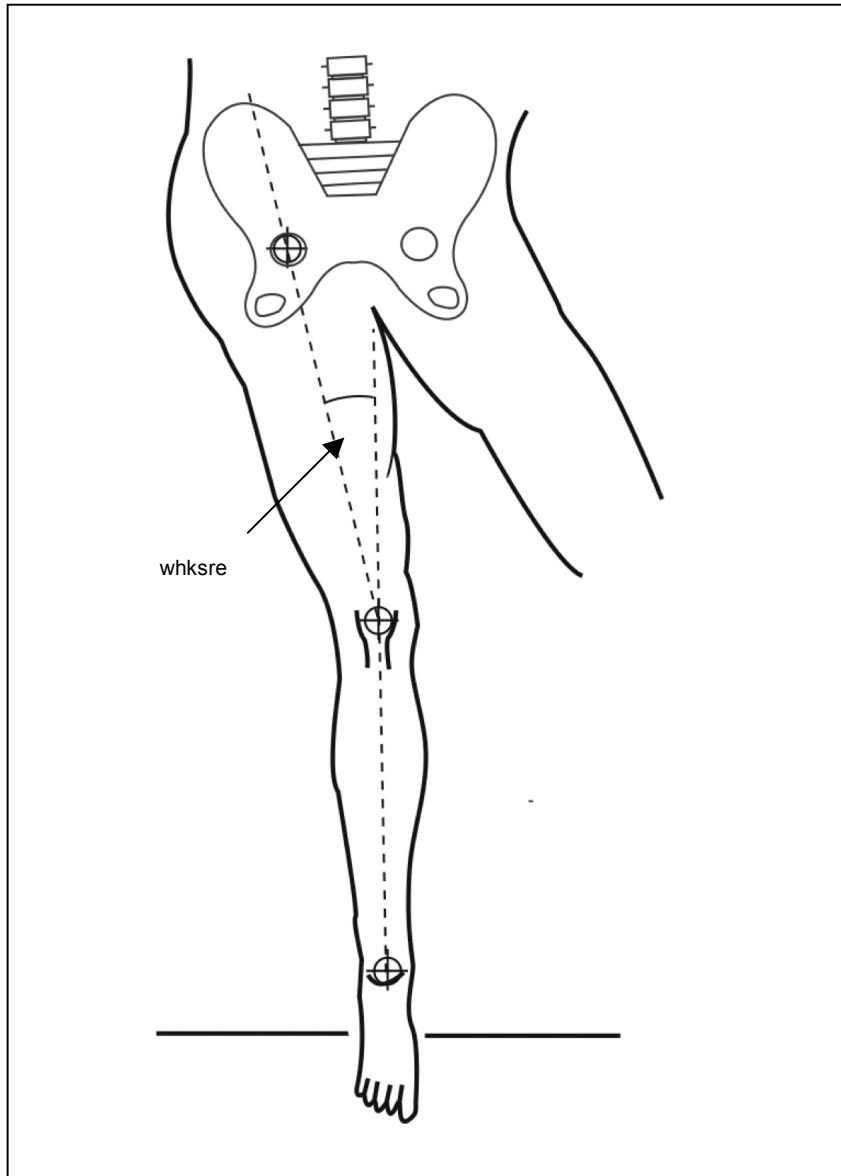


Abb. 19: Winkel – Hüfte – Knie – Sprunggelenk (whksre)

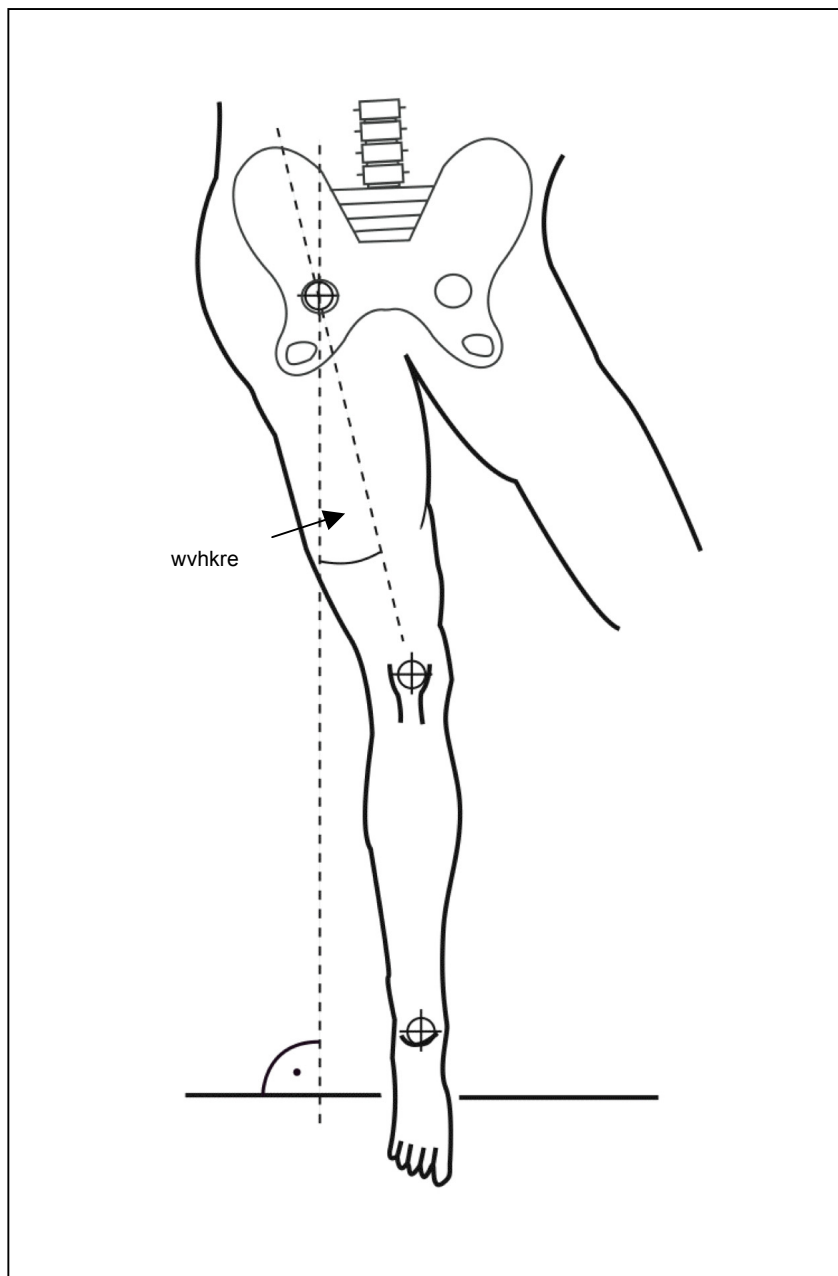


Abb. 20: Winkel – Vertikale – Hüfte – Knie (wvhkre)

5.3.4 Versuchsaufbau

Wie bereits erwähnt, wurde für die Untersuchung die Laufrichtung des Laufbandes umgekehrt, somit konnte vermieden werden, dass sich Anbauteile des Laufbandes zwischen Läufer(in) und Infrarot-Kamerasystem befand. In Abb. 21 ist der schematische Versuchsaufbau ersichtlich.

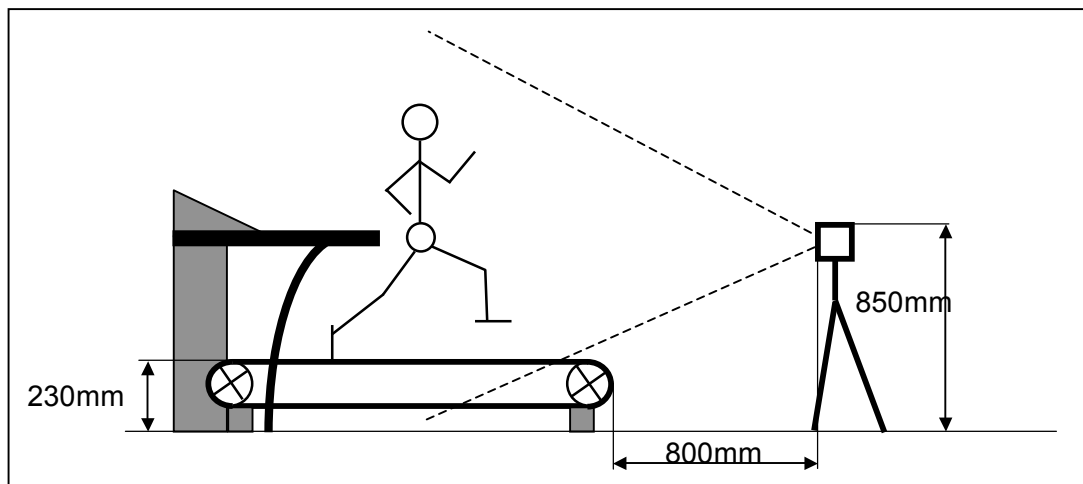


Abb. 21: schematischer Versuchsaufbau

Zusammenfassend wurden folgende Daten pro Person erhoben bzw. errechnet und anschließend statistischen Auswerteverfahren zugeführt.

- | | |
|---------------------------------------|---------------------------------|
| ✓ Alter | ✓ Quotient f_{Z10}/f_{Z7} |
| ✓ Körpergröße | ✓ Anzahl der Laufjahre |
| ✓ Gewicht | ✓ Lauftrainingsumfang pro Woche |
| ✓ Schmerzlokalisation | ✓ wshkli |
| ✓ Fußlänge | ✓ whszli |
| ✓ Oberschenkellänge (OS) | ✓ whksli |
| ✓ Unterschenkellänge (US) | ✓ wvhkli |
| ✓ Quotient OS/US | ✓ wshkre |
| ✓ Beinlänge | ✓ whszre |
| ✓ Zyklusfrequenz 10km/h (f_{Z10}) | ✓ whksre |
| ✓ Zyklusfrequenz 7km/h (f_{Z7}) | ✓ wvhkre |

5.4 Ergebnisse

Die Gruppen setzten sich aus Schmerzpatient(inn)en (n=15) und schmerzfreie Patient(inn)en (n=13) zusammen. In Abb. 22 -23 sind die erhobenen Daten aus der Anamnese sowie aus der Messung für das gesamte Kollektiv (n=28) in Form zu sehen. Die Darstellung in Form von boxplots ermöglicht, auf einfache Weise, mehrere Werte der zentralen Tendenz zu veranschaulichen.

Für den Benutzer sind die Boxplots dabei so zu lesen, dass sich innerhalb der Box 50% der Beobachtungen befinden. Die schwarze Linie entspricht dem Median (=Zentralwert – halbiert die Verteilung) und teilt die Box in zweites und drittes Quartile (jeweils 25%). Die Whiskers (senkrechte Linie plus Begrenzung) haben eine maximale Länge von 1,5mal der Boxhöhe. Sind die Extremwerte kleiner, so wird auch die Länge der Whiskers kürzer. Ausreißer werden durch einen Kreis markiert. Das kleine Karo und der dazugehörige Zahlenwert stellen das arithmetische Mittel dar.

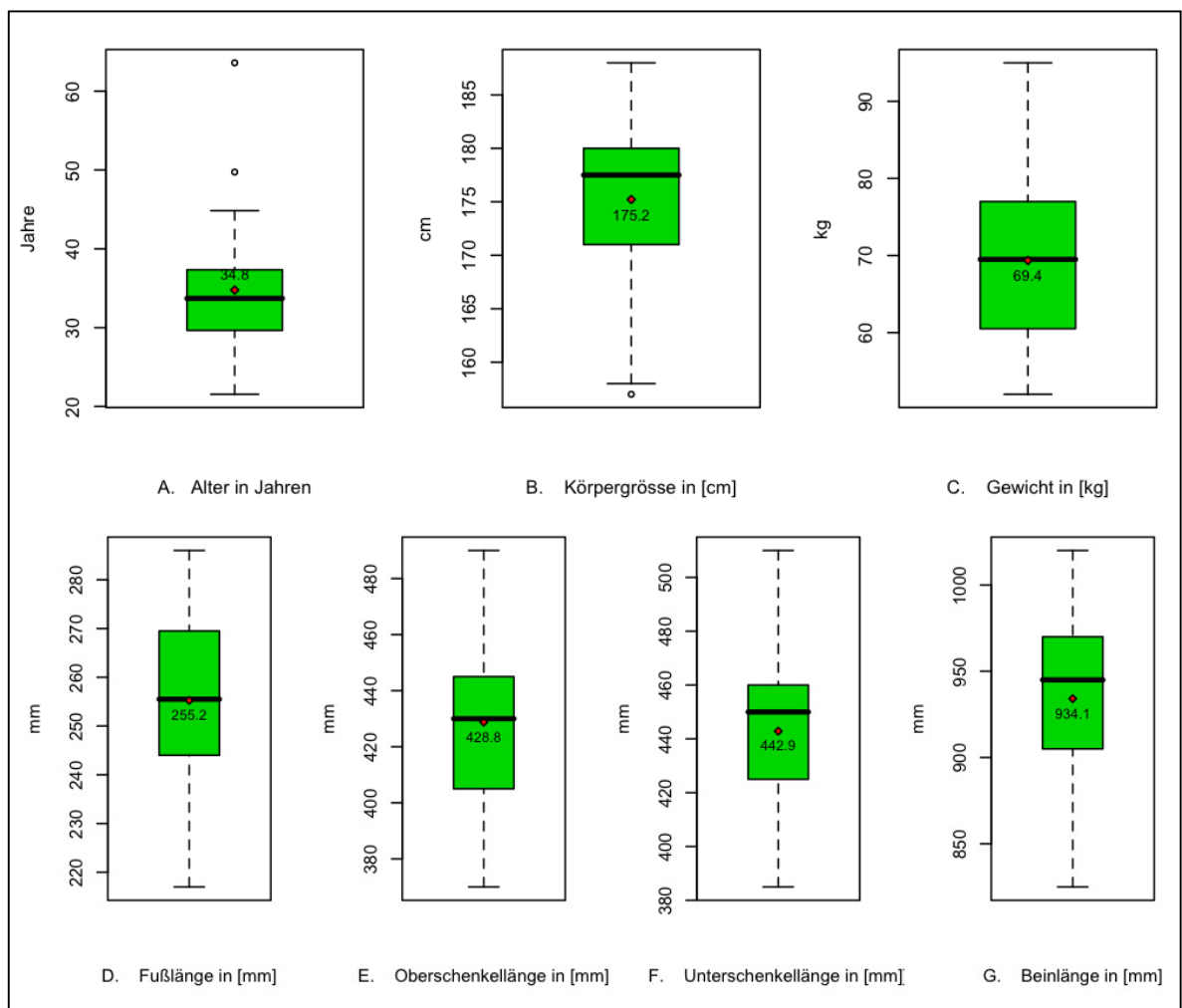


Abb. 22: Daten des Eingangsanamnesebogens I

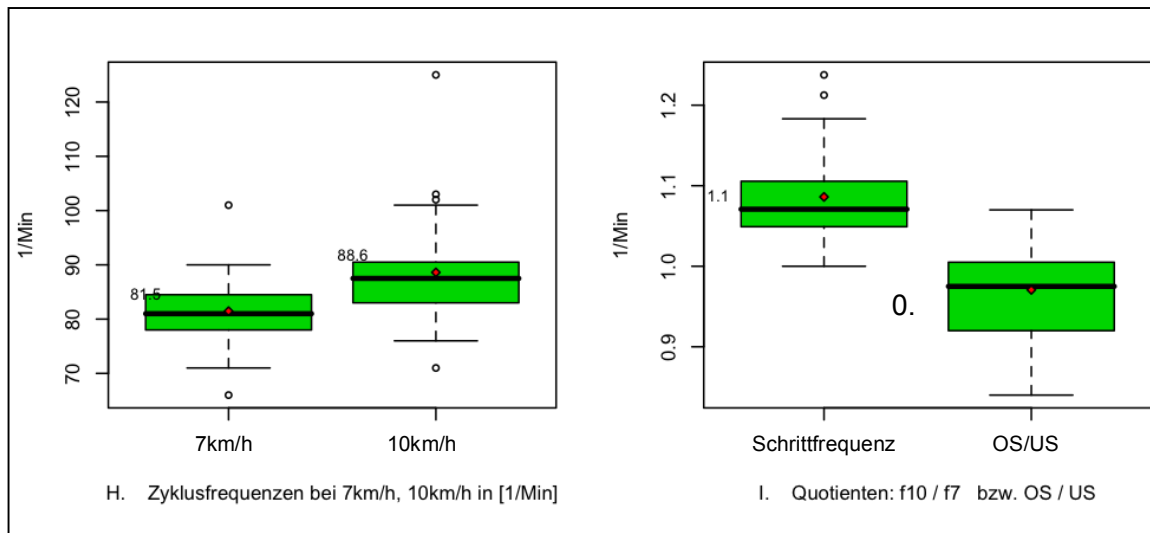


Abb. 23: Daten des Eingangsanamnesebogens II

Wie in Kapitel 5.3 erwähnt wurden auch Angaben zur Schmerzlokalisierung erhoben. Die Körperpartien Hüfte, Oberschenkel, Unterschenkel, Knie und Fuß konnten mit Möglichkeit von Mehrfachantworten ausgewählt werden.

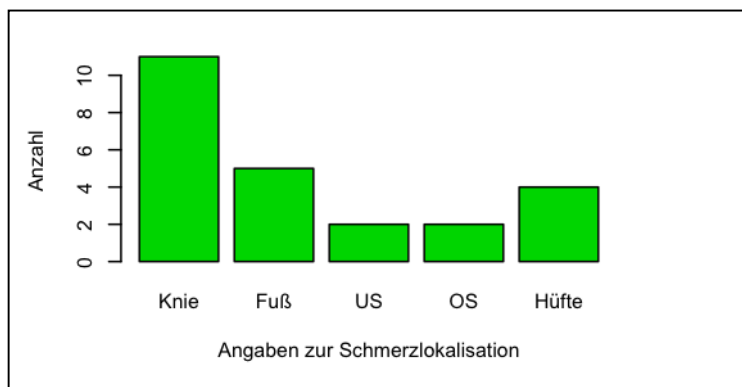


Abb. 24: Schmerzanamnese

Die Grafik in Abb. 24 zeigt, dass nach den vorliegenden Daten, vor allem das Knie häufig bei Laufbeschwerden betroffen ist. Da die Anamnesebögen von den Probandinnen und Probanden selbst ausgefüllt wurden, kann es nicht ausgeschlossen werden, dass es zu begrifflichen Differenzen kam. Für weitere Untersuchungen sollte dies zur Verbesserung der Datenaufbereitung eventuell berücksichtigt werden. Alleine die Häufigkeiten im kleinen Kollektiv zeigen warum in der Vergangenheit eine große Anzahl an Untersuchungen durchgeführt wurden, die das Knie und sportliche Aktivität im Allgemeinen bzw. Laufen im Speziellen im Zusammenhang erforscht haben. Es zeigte sich jedoch weiters, dass die Angaben von Schmerzen tendenziell mehr den Gelenken als den einzelnen Segmenten zugeordnet wurden. Dies ließe eventuell eine Interpretation der

nicht auswertbaren Daten aus dem Anamnesebogen über die betroffenen Strukturen zu. Die mehrheitliche Zuordnung der Schmerzen zu Gelenken, deutet darauf hin, dass die meisten Probleme knöchern oder im Bereich des Bandapparates zu finden sind, anstatt muskulären Ursprungs, zumindest was das Schmerzempfinden betrifft.

In den folgenden Diagrammen (Abb 25-26) sind die Häufigkeiten der einzelnen Merkmalskategorien zu sehen, jeweils unterteilt in die Gruppe der Schmerzpatient(inn)en und der schmerzfreien Gruppe. Die kleinen Häufigkeiten in den einzelnen Kategorien stellen für die sinnvolle Interpretation ein Problem dar. Als Kompromissergebnis zwischen sinkender Anzahl der Personen pro Kategorie und Kategoriegröße wurden die Stichproben daher für jedes Merkmal in vier Kategorien eingeteilt. Die Analyse erfolgte mittels Chi-Quadrat-Test. Im Rahmen der statistischen Untersuchung wurde das Signifikanzniveau mit $p=0,05$ angenommen.

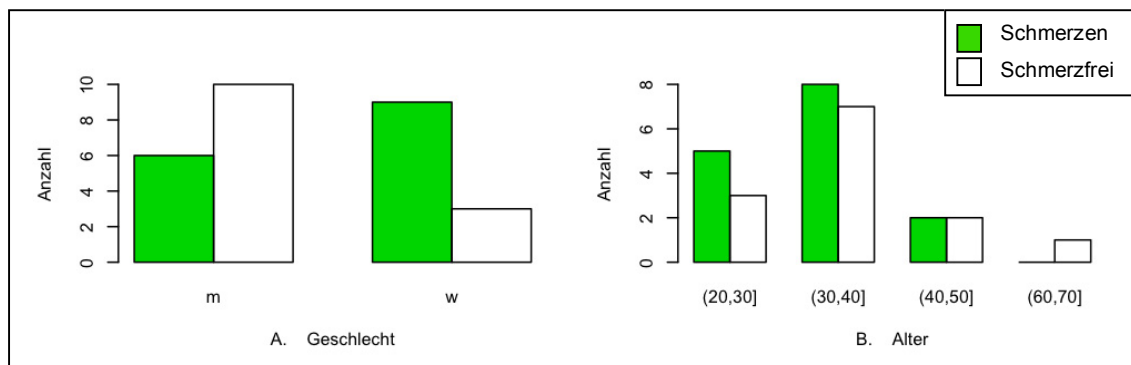


Abb. 25: Häufigkeitsverteilungen I

Die Analyse der Häufigkeiten zeigten einen signifikanten Unterschied beim Auftreten von Schmerzen und dem Geschlecht. Aus diesen Daten geht, wenngleich dies nicht die eigentliche Forschungsfrage war, hervor, dass Frauen signifikant mehr Schmerzen beim Laufen zeigen als Männer. Aus der vorliegenden Verteilung direkt Rückschlüsse zu ziehen, wäre aufgrund der Proband(inn)enauswahl nicht ganz zulässig. Die Ergebnisse decken sich jedoch mit anderen Untersuchung wie z.B. jene von Sommer (zit.n. Lloyd Ireland, 2003), die bei Frauen vermehrte Valgusmomente mit dem auftreten von PFSS zeigen konnte.

Abb. 26 C-H zeigt die Häufigkeitsverteilungen von Körpergröße und Gewicht, sowie jene der vermessenen Beindaten.

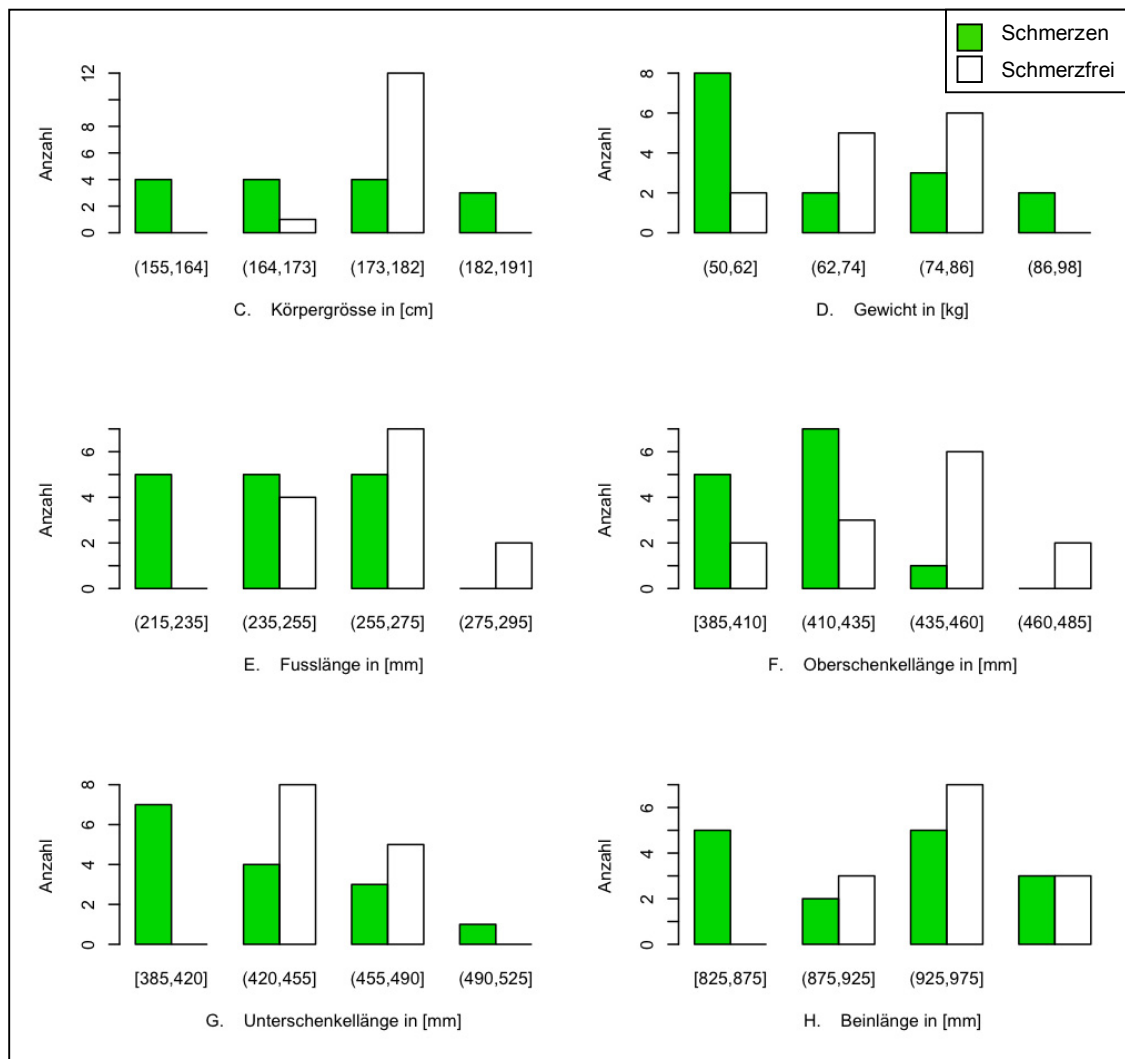


Abb. 26: Häufigkeitsverteilungen II

Es zeigten sich signifikante Unterschiede bei der Körpergröße und dem auftreten von Schmerzen. Aus den vorliegenden Daten die aufgrund der Stichprobengröße auch verzerrt sein könnten, geht hervor, dass wie in Abb. 26C ersichtlich, die Häufigkeiten der Schmerzen über die einzelnen Kategorien weitgehend gleich verteilt sind, jedoch deutlich mehr Personen mit einer Körpergröße von 173-182cm keine Schmerzen beim Laufen zeigen. Vermutlich lässt sich dieses Ergebnis dadurch erklären, dass unabhängig der Verbundenheit zum Laufsport, Männer, ob der nach wie vor geltenden biologischen Gesetzen, systematisch größer sind als Frauen und es daher aufgrund der Geschlechterverteilung zu diesen Unterschieden kommt.

Bei Oberschenkel und Unterschenkellänge (Abb. 26F und Abb. 26G) ergaben sich ebenfalls signifikante Unterschiede. Bei einer Oberschenkellänge von 435-460mm waren die Verteilungen der schmerzfreien Probandinnen und Probanden größer, als in jenen Gruppen mit kürzeren Oberschenkeln, da stieg die Anzahl sogar an.

In ähnlicher Weise zeigten die Untersuchungen signifikant häufigere Schmerzenpersonen bei kürzeren Unterschenkeln. Wenngleich durch die Messmethodik und den Umstand von fehlendem Equipment (z.B. Röntgenbildern) durchaus das Ergebnis fehlerbehaftet sein könnte, zeigt das Ergebnis jedoch deutlich eine Tendenz zu Schmerzen bei kürzeren Segmenten. Die Interpretation dieser Ergebnisse erweist sich jedoch zur praktischen Nutzung als schwierig. Zum einen, da andere anthropometrische Werte keine signifikanten Unterschiede zeigen, zum anderen an den mangelhaften Veränderungsmöglichkeiten dieses Umstandes. Die Systematik der Größenverteilungen und der damit verbundenen Segmentlängenunterschiede zwischen Männern und Frauen gilt hier analog zu den Ergebnissen der Körpergröße.

Berechnungen zu der Gesamtbeinlänge (Abb. 26H) und dem Quotienten aus Oberschenkel- und Unterschenkel (Abb. 27I), ebenso wie jene zu anderen anthropometrischen Daten zeigten jedoch keine Unterschiede. Ebenso wenig zeigten die Wahl der Zyklusfrequenzen bei den jeweiligen Geschwindigkeiten, sowie der Quotient aus der Frequenz bei 10km/h und jener bei 7km/h, signifikante Unterschiede (Abb. 27 J, K, L).

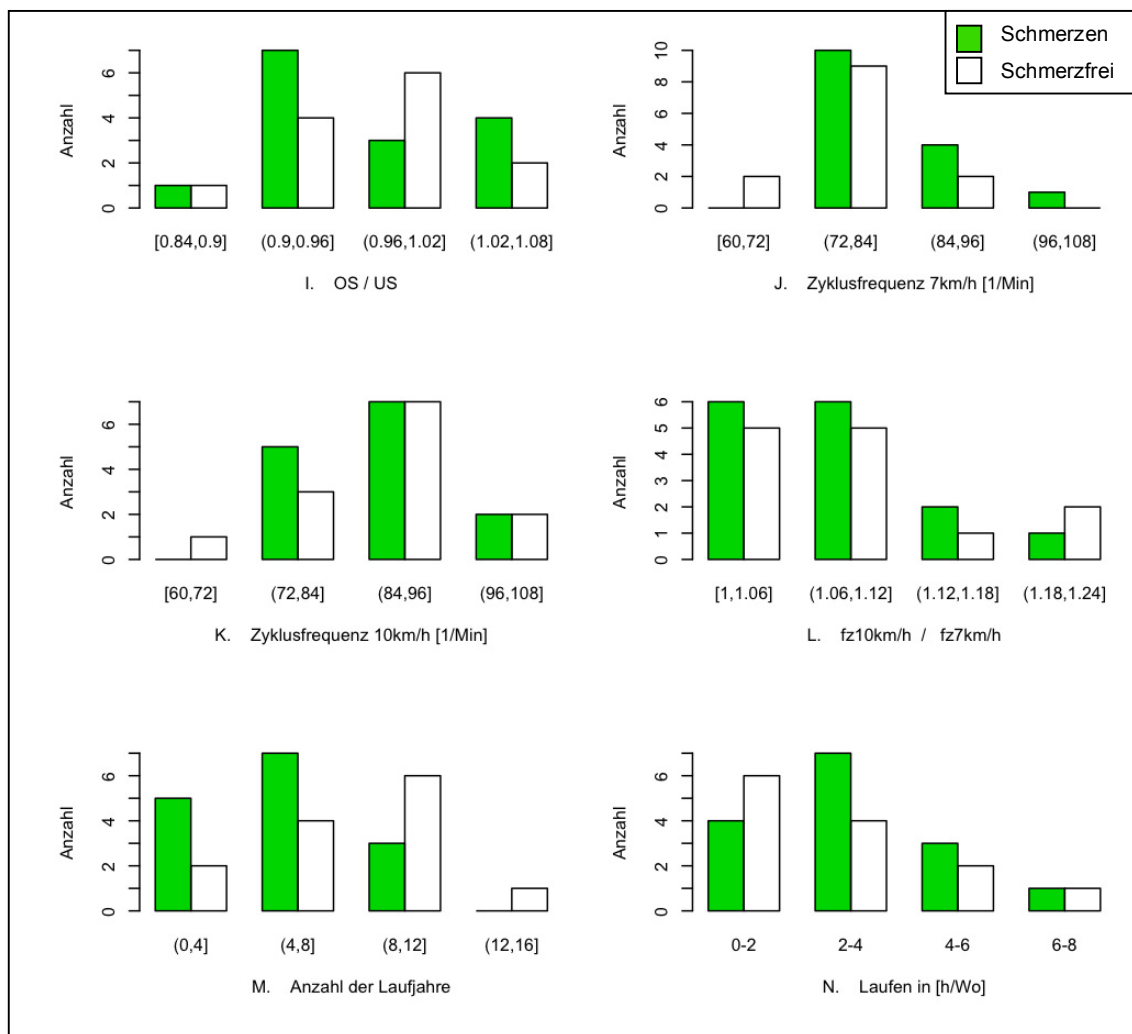


Abb. 27: Häufigkeitsverteilungen III

Auch die allgemeinen Laufgewohnheiten wie die Trainingsstunden pro Woche, denen durch etwaige Überbeanspruchung Schmerzen zugeschrieben werden könnten, zeigten keine Unterschiede (Abb. 27N).

Wenngleich auch keine signifikanten Unterschiede feststellbar waren, so zeigt Abb. 27M eine Tendenz, dass mit Erfahrung, in Form von Trainingsjahren, sich weniger Schmerzen zeigten. Dies kann jedoch durch den Umstand verfälscht sein, dass Athlet(inn)en mit Schmerzen sich naturgemäß gar nicht die Jahre an Erfahrung antrainieren können, da Training unter Schmerzen bekanntlich nicht den Spaß und die Freude vermitteln, die dem Laufsport allgemein zugesprochen wird.

Die folgenden Darstellungen betreffen die erhobenen Daten aus der Bewegungsanalyse. Um einen Überblick über Größenordnungen der berechneten Winkel zu erhalten sind in Abb. 28 die einzelnen Winkel des rechten Beines im Stand und beim Lauf mit 10km/h dargestellt. Durch die trigonometrische Berechnung kommt es in der Darstellung zu unterschiedlichen Vorzeichen der Winkel. Für das rechte Bein bedeutet dies bei einem negativen Wert von „wshkre“ (Winkel-Sprunggelenk-Hüfte-Knie-re, siehe Kapitel 5.3.3). eine Bewegung des Knies nach medial. Gleichmaßen verhält sich der Winkel wvhkre. Bei einer medialen Bewegung des Knies wird whksre jedoch positiv. Die wesentliche Beeinflussung von whszre erfolgt durch den Fuß. Zeigt die Fußspitze nach medial, das heißt die Abrollbewegung erfolgt über den Kleinzehenballen, wird whszre negativ.

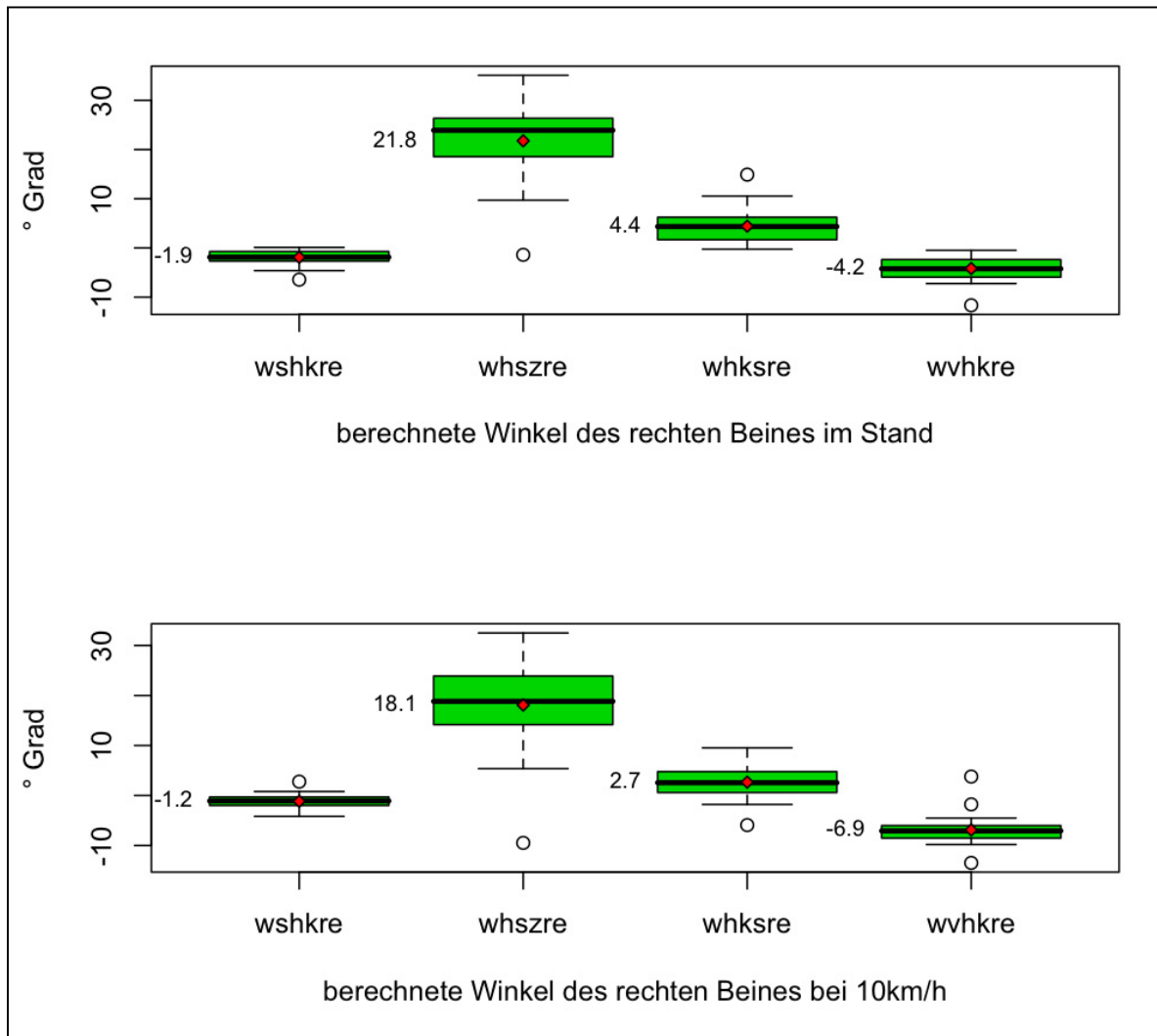


Abb. 28: Mittelwerte der berechneten Winkel im Stand und 10km/h

Abb. 29 zeigt die Winkel des rechten Beines bei 10km/h des gesamten Kollektivs. Um die Zahlen besser einschätzen zu können sind von den einzelnen Personen für „mean“ mit „min“ und „max“ dargestellt. Das heißt „Min“ zeigt die Verteilung der Minimalwerte die bei den Proband(inn)en festgestellt wurden. Analog dazu sind „Max“ und „Mean“ zu interpretieren.

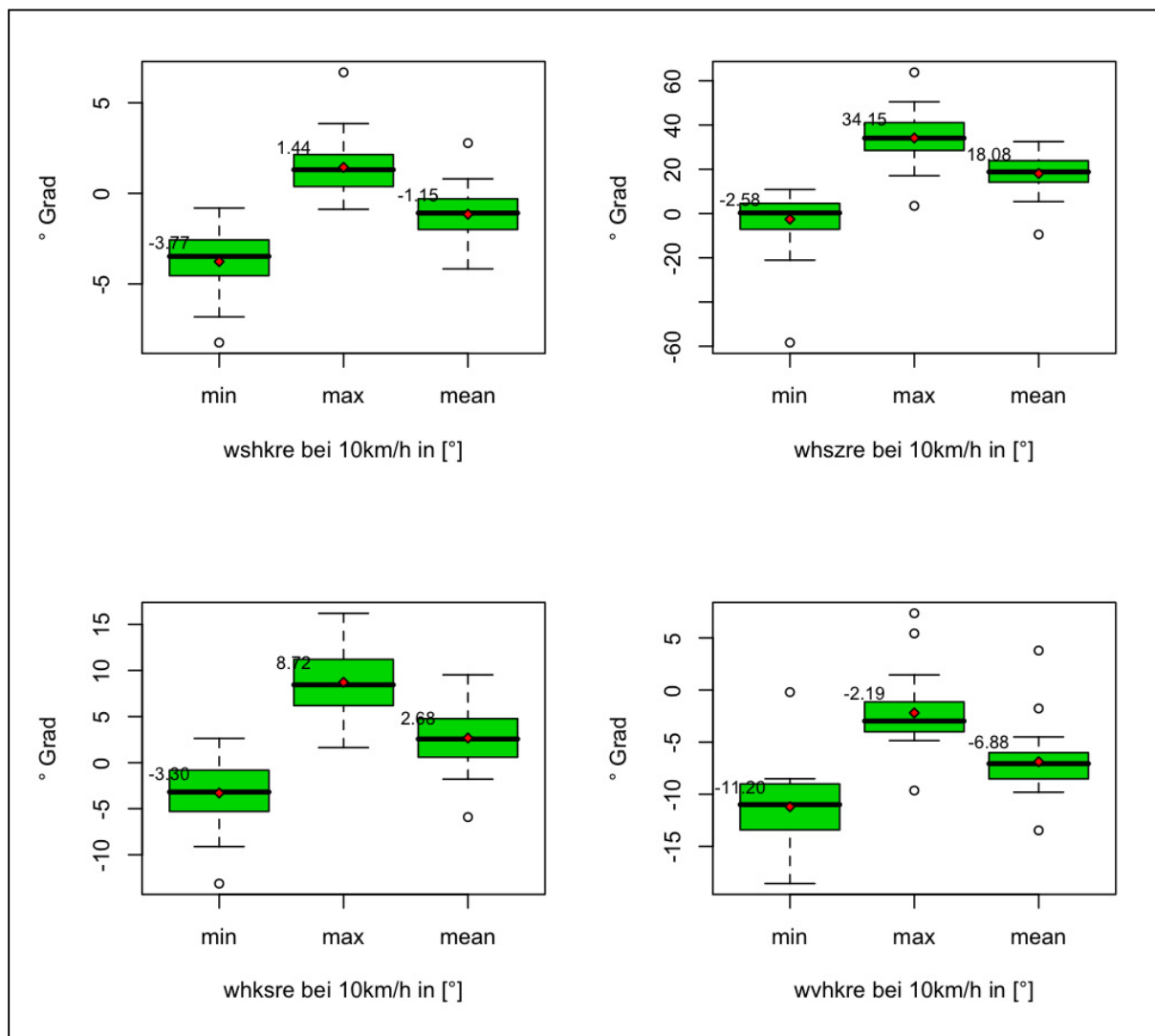


Abb. 29: Minima, Maxima und Mean der berechneten Winkel des rechten Beines bei 10km/h

Wie aus den Zahlen ersichtlich, ist der Winkel „hsz“ jener mit den größten Zahlenwerten. Er zeigte auch die größten Schwankungen in der Höhe des Betrages. Dies dürfte darauf zurück zu führen sein, dass sich bei Korrekturen der Position am Laufband der Körper leicht um die Längsachse dreht. Durch die zweidimensionale Analyse wird dies als vermehrte Unterschenkelrotation interpretiert. Weiters ist es möglich jenen Winkel in diesem Ausmaß zu verändern ohne das Laufbild drastisch zu verändern. Zu sehen ist dabei, wie stark im Kollektiv die Maxima und Minima differieren. Durch die Drehung des Fußes nach Außen oder Innen, kann der Winkel im Kollektiv Differenzen von 70° zeigen (extreme Ausreißer wurden dabei nicht berücksichtigt, ansonsten sogar 125°). Alle anderen Winkel haben aus anatomischen Gründen schon geringere Winkelausschläge.

Während sich der mean von hsz zwischen $-5,9^{\circ}$ und $+35,1^{\circ}$ bewegen kann, so bewegen sich alle anderen Winkel zwischen $-13,5^{\circ}$ und $+14,8^{\circ}$ (siehe Abb. 30). Ähnliche Werte ergaben sich auch für das linke Bein.

Von wesentlich größerem Interesse sind jedoch die Unterschiede der berechneten Winkel zwischen der Gruppe der Schmerzpatient(inn)en und der schmerzfreien Gruppe. Die Abb. 30 und 31 zeigen anhand von Boxplots die berechneten Werte im Vergleich.

Die Diagramme zeigen, dass in den meisten Fällen Athlet(inn)en aus der schmerzfreien Gruppe geringere Abweichungen vom Mittelwert zeigten (Breite der Box). Besonders deutlich ist dies vor allem beim Winkel hsz im Stand.

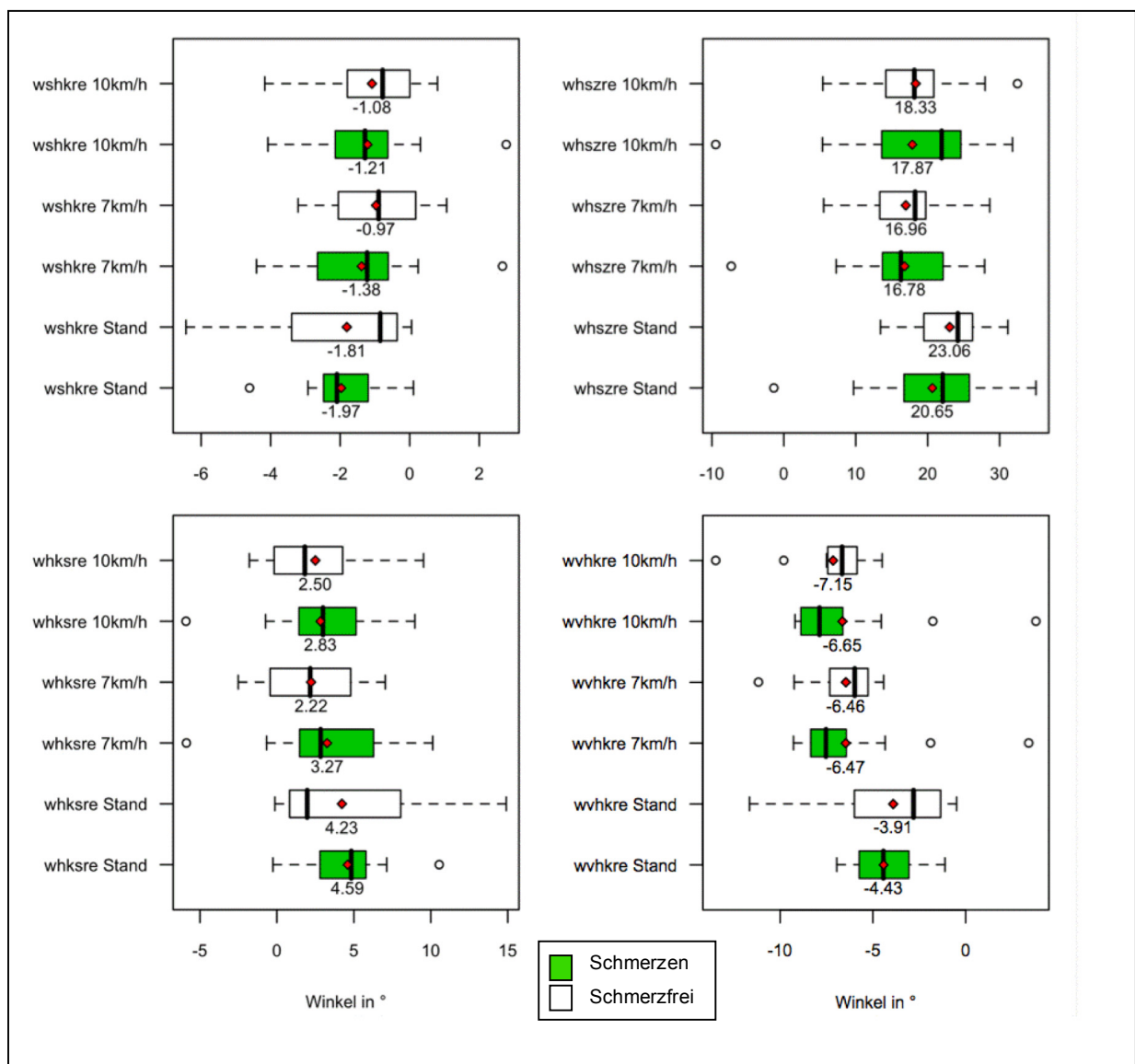


Abb. 30: die Mittelwerte aller Winkel des rechten Beines, im Stand, bei 7km/h und bei 10km/h. jeweils im Vergleich die Gruppe „Schmerzen“ und „Schmerzfrei“

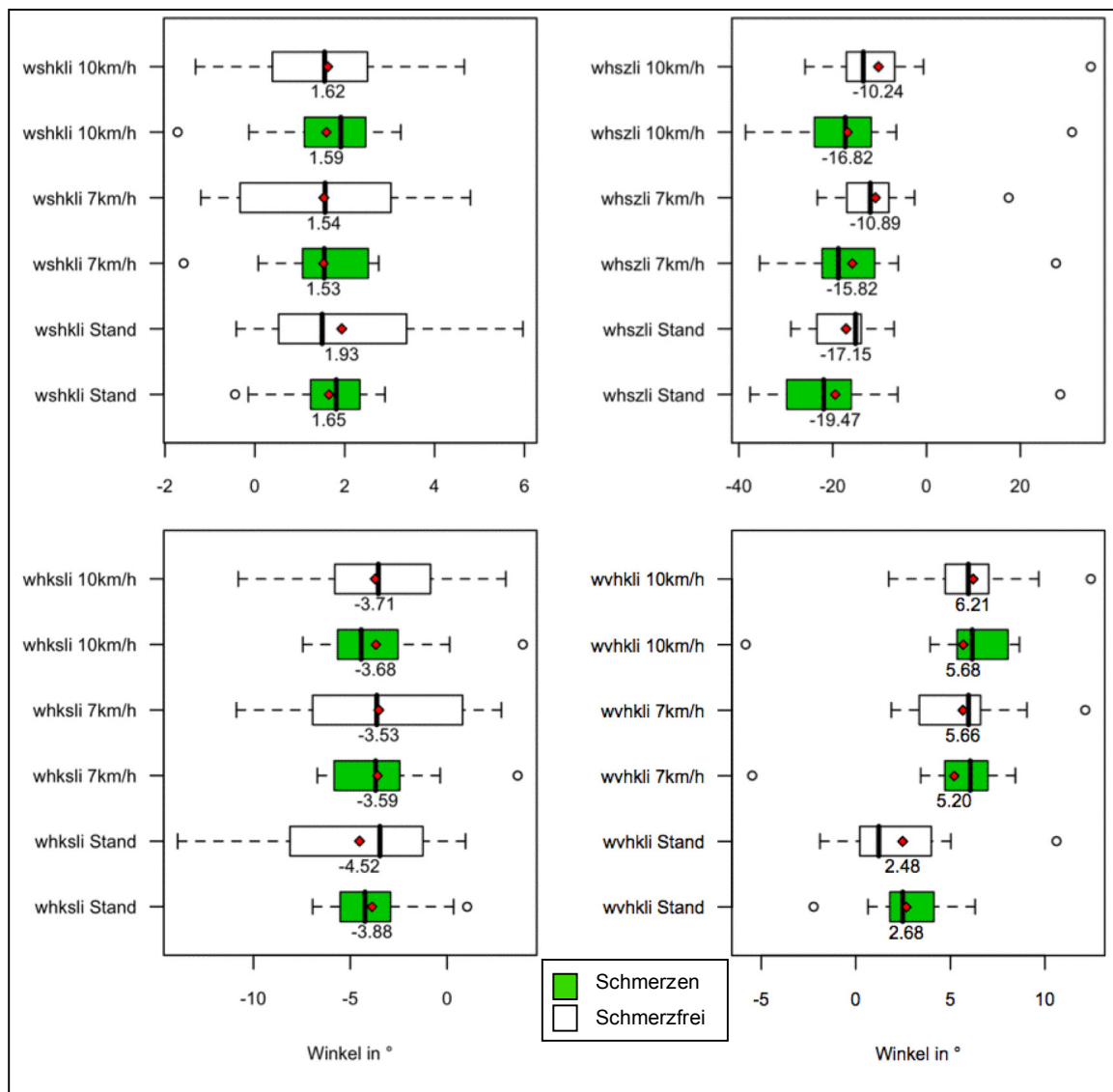


Abb. 31: die Mittelwerte aller Winkel des linken Beines, im Stand, bei 7km/h und bei 10km/h. jeweils im Vergleich die Gruppe „Schmerzen“ und „Schmerzfrei“

Zur Veranschaulichung sind in Abb. 32-33 noch einige Bilder zu sehen, wie die angesprochenen Abweichungen während der Stützphase ausgesehen haben. In Abb. 32 sind zwei aufeinander folgende Frames dargestellt. Anhand der eingezeichneten Winkel ist sehr schön die mangelnde Stabilisation zu erkennen. Innerhalb von einem Frame verändert sich der Winkel wvhkli von rund 4° auf 8°, im Vergleich zu den Mittelwerten der Schmerzfreien Gruppe von rund 6,2°. Abb. 33 zeigt Abweichung von whksre von -12,5° bzw. -10,9°, die Mittelwerte der Schmerzfreien Gruppe zeigten hier Abweichungen von -7,2°

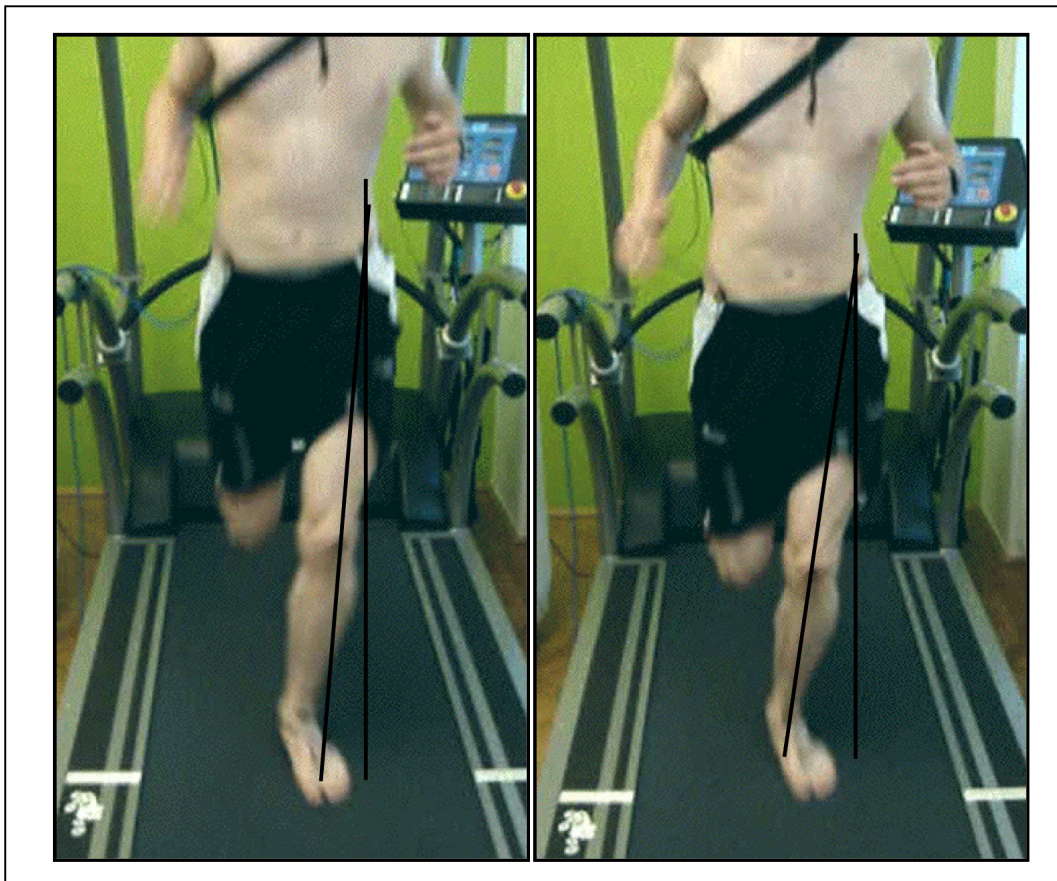


Abb. 32: Beispielbild für Instabilität nach dem Fußaufsatz

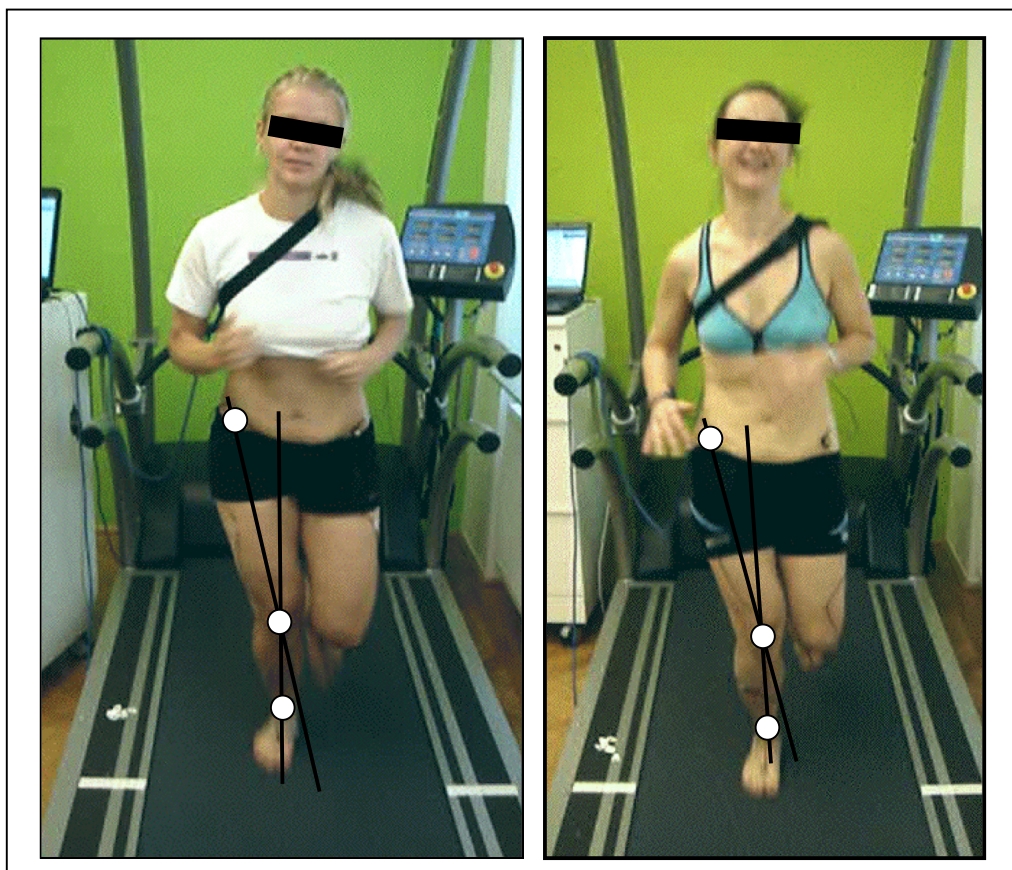


Abb. 33: Beispielbild für Instabilität nach dem Fußaufsatz

Für die statistische Auswertung der Winkeldaten konnten nicht alle Daten herangezogen werden. Eine Person aus der Gruppe der Schmerzpatient(inn)en war adipös mit einem Broca-Index von 136%. Während der Untersuchung zeigten sich deutliche Verschiebungen der Hautoberfläche, sodaß insbesondere die Hüftmarker zu schwingen begannen und eine Bestimmung der Markerposition nicht mehr im Rahmen der Genauigkeit des Meßsystems war. Neben der unzureichenden Bestimmung der spina iliaca anterior superior, die sich schon bei der Markerklebung ergab, wurde die Qualität der Daten durch eine physiologische Limitierung der Testperson beeinträchtigt. Die 10km/h für 15s stellten anähernd die maximale Leistung dar. Aufgrund der dargestellten Beeinflussungsfaktoren wurden jene Werte nicht statistisch ausgewertet.

Unter der Annahme der Normalverteilung wurde mittels Student's t-Test untersucht ob signifikante Unterschiede bei den Mittelwerten (der Einzelparameter) feststellbar waren. Weiters wurden die Messergebnisse auf Unterschiede bei den Varianzen getestet. Die Ergebnisse der Varianztests (Fisher's f-Test) wurden zur Anpassung des t-Test-Verfahrens herangezogen. Im Rahmen der statistischen Untersuchung wurde das Signifikanzniveau mit $p=0,05$ angenommen.

Geprüft wurden die Unterschiede der Winkeldaten „min“, „max“, „mean“, „var“ (Varianz) und der Bewegungsweite zwischen Minimum und Maximum „ran“.

Die folgende Tabelle 4 zeigt ob signifikante Unterschiede bei den Mittelwerten bei 10km/h und 7km/h sowie den beiden Geschwindigkeitsstufen zum Stand festgestellt werden konnten. „<“ oder „>“ gibt an, ob die Mittelwerte der erstgenannten Geschwindigkeit bei signifikantem Unterschied „kleiner“ oder „größer“ der Zweitgenannten sind (betreffen dem Zahlenwert).

Tabelle 4: t-Tests des Gesamtkollektivs

	10 - 7		10 - st		7 - st	
wshkli	<	>	<	>	<	>
min			x		x	
max				x		x
mean						
var				x		x
ran				x		x
whszli	<	>	<	>	<	>
min			x		x	
max				x		x
mean				x		x
var				x		x
ran						
whksli	<	>	<	>	<	>
min			x		x	

max				x		x
mean						
var				x		x
ran				x		x
wvhkli	<	>	<	>	<	>
min		x	x		x	
max		x		x		x
mean		x		x		x
var				x		x
ran		x		x		x

Die signifikanten Unterschiede zwischen den Laufgeschwindigkeiten und dem Stand zeigten, dass sich die meisten Werte vergrößerten, das bedeutet, dass aufgrund der Dynamik des Laufes Achsabweichungen verstärkt auftraten. Schlußfolgerungen aus den Ergebnissen von „min“, „max“ und „ran“ abzuleiten ist jedoch nur schwer möglich. Durch die optische Kontrolle während der Laufband-Messung sollten starke Ausreißer (z.B. stolpern oder umknicken) vermieden werden. Aufgrund der zeitgleichen Bedienung mehrerer Messinstrumente war die Kontrolle hiervon jedoch nur eingeschränkt möglich. Die signifikanten Unterschiede bei den Winkeln deren Schenkel durch die Lotrechte im Hüftmarker gebildet wurden (wvhkli, wvhkre), zeigten, dass mit zunehmender Geschwindigkeit der Aufsatz in Frontalebene vermehrt Richtung Körperschwerpunktprojektion wanderte und dadurch die Beträge der Winkel größer wurden.

Analog zur Tabelle 4 der t-Tests zeigt Tabelle 5 signifikante Unterschiede bei Vergleich der Varianzen. Wie ersichtlich streuen die gemessenen Winkel in Bewegung mehr als im Stand, die Personen sollten ja in Ruhe verharren. Durch die entstehenden Veränderungen von min und max im Lauf wird auch die Bewegungsspannweite größer was die signifikanten Unterschiede zeigen.

Tabelle 5: Varianz-Tests des Gesamtkollektivs

	10 - 7		10 - st		7 - st	
wshkli	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran			x		x	

whszli	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran					x	
whksli	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran			x		x	
wvhkli	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran						
wshkre	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran			x		x	
whszre	<	>	<	>	<	>
min		x		x		
max				x		x
mean						
var		x		x		x
ran		x				
whksre	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran			x		x	
wvhkre	<	>	<	>	<	>
min						
max						
mean						
var				x		x
ran					x	

Tabelle 6 zeigt signifikante Unterschiede der Mittelwerte der gemessenen Winkel jener Gruppe mit Schmerzen zu jener Gruppe deren Mitglieder beim Laufen keine Schmerzen zeigten. „<“ und „>“ bedeuten dass die Mittelwerte der Gruppe mit Schmerzen „kleiner“ bzw. „größer“ sind als jener der Referenzgruppe. Die Berechnungen erfolgten für jede der

drei Geschwindigkeiten. Der Student's t-Test wurde aufgrund der Ergebnisse der Varianz-Tests entsprechend angepasst.

Tabelle 6: : t-Tests der Gruppen „Schmerzen“ und „Schmerzfrei“

	min		max		mean		var		ran	
Stand	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli										
whszli										x
whksli										
wvhkli										
wshkre							x			
whszre										
whksre							x			
wvhkre										
7km	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli								x		
whszli										x
whksli								x		
wvhkli										
wshkre										
whszre										
whksre										
wvhkre										
10km	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli								x		
whszli										
whksli								x		
wvhkli								x		
wshkre										
whszre										
whksre										
wvhkre								x		

Die Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede im Vergleich der Mittelwerte der Varianzen.

Eine Interpretation für die praktische Bedeutung der signifikanten Unterschiede einzelner Winkel war schwer möglich zumal diese nur an jeweils einem Bein beobachtet werden konnten. Durch die symetrische Laufbewegung war diese Seitigkeit nicht zu erwarten und könnte auf die Gruppengröße zuführen sein. Induktive Schlussfolgerungen wären eher Mutmaßungen. Es kann jedoch festgehalten werden, dass in Bewegung einige Winkel in der Gruppe „Schmerzen“ im Mittel mehr streuen als in der schmerzfreien Gruppe. Das heißt unabhängig von Achsabweichung oder nicht, wird die Bewegung „stabiler“ ausgeführt. Man könnte sagen Athlet(inn)en der schmerzfreien Gruppe führen die Bewegung häufiger gleich aus.

Analog zur Tabelle 6 der t-Tests zeigt Tabelle 7 signifikante Unterschiede bei Vergleich der Varianzen.

Tabelle 7: Varianz-Tests der Gruppen „Schmerzen“ und „Schmerzfrei“

	min		max		mean		var		ran	
Stand	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli	x		x		x		x		x	
whszli		x		x		x				x
whksli	x		x		x		x		x	
wvhkli					x			x	x	
wshkre	x		x		x		x		x	
whszre				x		x				
whksre	x		x		x		x		x	
wvhkre	x		x		x				x	
7km	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli			x		x			x		
whszli										
whksli	x				x			x		
wvhkli									x	
wshkre										
whszre										
whksre										
wvhkre										
10km	<	>	<	>	<	>	<	>	<	>
wshkli			x		x			x		
whszli										
whksli					x			x		
wvhkli								x	x	
wshkre								x		
whszre	x									
whksre								x		
wvhkre										

Die Ergebnisse der Varianz-Tests zeigten signifikante Unterschiede in den Varianzen nahezu aller Kennzahlen der Winkel im Stand. Die mehr oder weniger identen Ergebnisse für „min“, „max“ und „mean“, erklären sich dadurch, dass der Körper in Ruhe verharrt, und sich somit für alle drei Variablen die selben Werte ergeben.

Die Unterschiede bedeuten, dass im Stand die Gruppe „Schmerzen“ kleinere Varianzen der jeweiligen Winkel aufwiesen, was wiederum darauf hinweist, dass die Winkel ähnlich waren. Die Schmerzpatient(inn)en zeigten demnach schon im Stand größere Unterschiede im Ausprägungsgrad der Winkel innerhalb der Gruppe, als die schmerzfreien Athlet(inn)en. In Bewegung zeigten sich vereinzelt, aus den vorliegenden

Daten, signifikante Unterschiede in den Varianzen der „means“. Die Streuung ist in der Gruppe „Schmerzen“ kleiner als in der schmerzfreien Gruppe. Die Interpretation bedeutet, dass die Mittelwerte innerhalb der Gruppe „Schmerzen“ ähnlicher waren als in der schmerzfreien Gruppe. Da jedoch nur wenige Winkel Unterschiede zeigten, können kaum konkrete Schlussfolgerungen gezogen werden. Bei 10km/h zeigten jedoch fünf der acht Winkel signifikant größere Varianzen der „vars“. Die Varianz ist ein Maß, wie weit die Messwerte streuen. Ist die Varianz groß so ergibt dies eine große Streuung der Werte.

Der signifikante Unterschied der Varianzen der „vars“ bedeutet nun, dass in der Gruppe „Schmerzen“ Abweichungen vom arithmetischen Mittel bei 10km/h mehr streuten als in der schmerzfreien Gruppe.

Auch hier zeigt sich somit, dass die schmerzfreie Gruppe „stabilere“ Bewegungen ausführt als die Gruppe „Schmerzen“.

6 Diskussion

Die allgemeine Literatur zum Thema Laufen, hat das Problem der Achsinstabilität noch nicht bemerkt oder zumindest bis jetzt als weitgehend unwichtig erachtet. Es sei hier eine gewisse Verwunderung angemerkt, dass in kaum einem Ratgeber, zum Thema Laufen, die angestrebte Vermeidung von transversalen Bewegungen explizit angesprochen wird. Möglicherweise wird diese Forderung als „logisch“ erachtet und deshalb nicht weiter verfolgt. Praktischen Beobachtungen zufolge, wenngleich diese auch in keinsten Weise dem wissenschaftlichen Anspruch gerecht werden, sieht es aber unter vielen Läuferinnen und Läufern anders aus. Entweder ist die Innensicht der Athlet(inn)en eine andere, als die eines außen stehenden Beobachters, oder es bestehen im motorischen oder konditionellen Bereich Defizite. Natürlich unter der Annahme, dass die Athlet(inn)en, sollten sie durch einen Feedbackprozess, entsprechende Technikmerkmale bemerken, auch diese als unökonomisch und im Vergleich zum technischen Leitbild als „falsch“ etikettieren.

Der Begriff der konditionellen Voraussetzungen sollte an dieser Stelle genauer ausgeführt werden. Die motorische Grundeigenschaft der Ausdauer spielt zur Achsstabilisierung eine eher untergeordnete Rolle. Die Wichtigkeit der Schnelligkeit als Faktor für die Stabilisierung wurde in der Literatur noch eher unzureichend behandelt. Es kann jedoch als Faktum angesehen werden, dass bei Laufgeschwindigkeiten von 2,5 m/s oder 6:40 Min/km die Stützphase rund 290 ms bei einer Schrittfrequenz von 150/Min dauert. (Weyand et al., 2000)

Der Verlauf der Bodenreaktionskraft zeigt meist eine Initialzacke auf. Je größer der Bremsstoß, desto größer der Ausschlag. Fersenzläufer zeigen hier häufig einen größeren Bremsstoß. Mit Beendigung der Initialzacke beginnt die Beschleunigungsphase des Schrittes, d.h. die Achsstabilisierung muss bis dahin erfolgt sein. Anders gesagt, während des Bremsstoßes, also in jener Phase, in der die Kraft bis zum lokalen Maximum ansteigt, muss der/die Athlet/in in der Lage sein, die Achse zu stabilisieren. Dieser Stoß wird häufig auch als Impact bezeichnet. Nach Nigg et al. (1994) wird ein Impact als Aufprall zweier Objekte bezeichnet, bei dem die maximalen Kräfte in einer Zeitdauer von unter 50ms erreicht werden. Anhand der Werte von Mann et al. (1986), siehe Kapitel 3.2.1.1, hat die Stabilisierung der Extremität in weniger als 120ms zu erfolgen. Da bei Kontaktzeiten von weniger als 150ms die Muskulatur im Dehnungsverkürzungszyklus arbeitet und dieser ein reaktiver Vorgang ist, so kann in beiden Erklärungsfällen (Impact und DVZ) für die Stützphase durchaus von der Notwendigkeit der motorischen Komponente Schnelligkeit gesprochen werden. Der Fußaufsatz erfolgt zwar unter Vorspannung, die Last muss

jedoch trotzdem innerhalb der kurzen Zeit übernommen und stabilisiert werden. Da bei reaktiven Bewegungen, die Muskulatur über den Reflexbogen der Muskelspindeln aktiviert wird, kann häufig die Achse, Athlet(inn)enaussagen und eigenen Beobachtungen zufolge, bei höheren Geschwindigkeiten leichter stabilisiert werden, als bei niedrigen. Die Athleten(inn)enaussagen stützen sich dabei auf ein geringeres Auftreten von Schmerzen bei höheren Lauftempi. Bei höheren Geschwindigkeiten wird zum einen das Zeitfenster zur Stabilisierung kleiner, was in diesem Fall bedeutet, dass nicht genügend Zeit zu ausgeprägten Ausschlägen quer zur Laufrichtung bleibt. Die im motorischen Programm verankerte konzentrische Arbeitsphase der Muskulatur setzt früher ein und könnte zur besseren Stabilisierung ebenfalls beitragen. Durch die höhere Geschwindigkeit tritt jedoch auch eine höhere Bodenreaktionskraft auf. Dies erfordert auch mehr Kraft in der Beinmuskulatur um die achsgerechte Position aufrecht zu erhalten. Zuvor wurde die Schlussfolgerung dargebracht, der als Folge des kleineren Zeitfensters auch kleinere Ausschläge zu erwarten sind. Die Frage drängt sich jedoch auf, ob durch die höheren Laufgeschwindigkeiten nicht auch größere Querschleunigungen stattfinden und somit das Gewebe zusätzlich belasten, wie schon bei der Beschreibung von statischen Achsabweichungen beschrieben. Dies erfordert Untersuchungen um entsprechende Interventionsmaßnahmen entwickeln zu können.

Des Weiteren darf die Frage gestellt werden, ob durch die kurzen Zeitspannen des Impacts bei höheren Geschwindigkeiten, auch die Schmerzlokalisierung im Vergleich zum langsamen Tempo beeinflusst wird. Das heißt, dass es durchaus aufgrund mangelnder Stabilität zu Schädigungen von Strukturen kommt, jedoch aufgrund der kurzen Zeitspannen die Schmerzrezeptoren nicht lange genug gereizt werden, um diesen auch als solchen zu empfinden. Es gilt daher zumal die dynamischen Ausschläge quer zur Laufrichtung zu bestimmen und auch entsprechend ihrer zeitlichen Verläufe zu quantifizieren.

Zumal im Allgemeinen alle zyklischen Bewegungsarten in irgendeiner Form zu den Kraftausdauersportarten gezählt werden können, gilt dies im Speziellen natürlich auch für das Laufen. Weiters kann, gesetzten Falles, man billigt der Laufbewegung zur Stabilisierung eine Erfordernis von elementarer Schnelligkeit zu, das Laufen auch abseits des Sprints, als Schnellkraftsportart gesehen werden, ungeachtet der Tempi, die dabei gelaufen werden. Unabhängig von beiden genannten Krafteigenschaften wird auch der Maximalkraft eine Bedeutung für das Laufen beigemessen. Zumal die Maximalkraft durch das Einwiederholungsmaximum gemessen wird und diese Daten hierfür leicht zu erheben sind, mag dies ein Mitgrund sein warum Korrelationen hierzu entstehen bzw. publiziert werden. Da jedoch allen drei speziellen Krafteigenschaften als Haupteinflussfaktor der

Muskelquerschnitt zu Grunde liegt und eine Gewichtung dieser noch nicht vorliegt, könnte durchaus von einem notwendigen Mindestmaß an Muskelmasse bzw. eines Muskelquerschnitt zur Stabilisierung ausgegangen werden. Die Bestimmung dieser ist jedoch mit einem gewissen Aufwand verbunden und da hier lediglich eine Hypothese vorliegt und keine Daten, so wären die gemessene Masse noch nicht zu interpretieren.

Durch die schwierige Trennung bzw. Gewichtung der einzelnen Kraftformen für das Laufen wäre es vielleicht notwendig ein individuelles Kraftprofil zu erstellen um festzustellen warum die Achse in der Bewegung nicht oder nur schlecht stabilisiert werden kann. Lloyd Ireland et al. (2003) bestimmten das isometrische Kraftniveau der Adduktoren und Abduktoren um etwaige Zusammenhänge mit PFSS zu klären. Da ein Laufschrift jedoch keine statische Stabilisierung erfordert, so mag diese Form der Testung ein wenig zu unspezifisch sein.

Die Beweglichkeit mag vielleicht kein leistungsbestimmender Faktor im Lauf sein, jedoch ist ein Mindestmaß erforderlich, um technische Anforderungen des Leitbildes erfüllen zu können. Zumeist bezieht sich dieses Mindestmaß jedoch auf Bewegungen in der Sagitalebene. Zu hohe Spannung bzw. Verkürzungen im tractus iliotibialis können jedoch in dem Maße die Extremität beeinflussen, dass bei achsgerechter Position und Bewegungen Schmerzen auftreten (Gross & Foxworth, 2003).

Unter den motorischen Voraussetzungen sind im Allgemeinen die Ausprägungen der koordinativen Fähigkeiten zu verstehen. Nach dem Modell von Meinl und Schnabel, das sieben grundlegende Fähigkeiten umfasst (Differenzierungs-, Reaktions-, Kopplungs-, Orientierungs-, Gleichgewichts-, Umstellungs- und Rhythmisierungsfähigkeit) kommen für das Laufen und der Stabilisierung der Gleichgewichtsfähigkeit, sowie Kopplungsfähigkeit besondere Bedeutung zu. Die Gleichgewichtsfähigkeit ist durch ihre Namensgebung selbst erklärend. Bei der Kopplungsfähigkeit jedoch, handelt es sich um die Fähigkeit Teilkörperbewegungen zeitlich, räumlich und daher dynamisch zur Erreichung eines entsprechenden Handlungsziels aufeinander abzustimmen. Gemäß dem Leitbild ist daher die Beinachse zu stabilisieren, ohne dabei ausweichende Bewegungen in der Hüfte auszuführen.

Unumstritten ist die biomechanische Forderung der Achsenstabilität. Es gilt daher ein Modell zu finden, das Kraft in ihren komplexen Formen und Koordination mit dem Handlungsziel der Achsenstabilisierung möglichst simpel in Einklang bringt. Die Folge davon wären günstigere Wirkungsrichtungen für die Vortriebsmuskulatur und damit höhere Laufgeschwindigkeiten im maximalen und submaximalen Bereich, was wiederum

die Qualität der Trainingsreize verbessern würde, um die sportliche Leistung zu maximieren, ungeachtet der zur erwartenden präventiven Nutzen.

Es wurde daher eine Studie konzipiert um die Achsabweichungen im Stand und während einer Laufbewegung quantifizieren zu können, um die so quantifizierten Bewegungen von einem Kollektiv, welches über Schmerzen beim Lauf klagt mit einer Referenzgruppe vergleichen zu können. Mehrere technische Hindernisse traten dabei zum Vorschein. Die bereits erwähnten Mängel der rein optischen Analyse konnten nicht gelöst werden, somit wurde auf ein Bewegungsanalysegerät mit aktiven Markern zurückgegriffen. Zum einen hat dies den Vorteil der großen Abstrahlwinkel (bis 180°), zum anderen verlangt die Eigenmassen der Marker bei Bewegungen mit Stoßbelastungen nach einem höheren Maß an Klebefestigkeit, der die Schweißbildung direkt entgegen wirkt. Hohe Bewegungsgeschwindigkeiten stellen dabei geringere Probleme dar, als hohe Bremskräfte, die beim Laufen proportional zur Geschwindigkeit der/des einzelnen Athletin/Athleten ansteigen. Gute Athlet(inn)en unterscheiden sich nicht zuletzt durch ein hohes Maß an Ökonomie in ihrem Laufstil. Trotzdem steigen die Kräfte an, wenngleich die Geschwindigkeiten auch deutlich höher sind als jene von Anfängern bzw. Hobbyathlet(inn)en. Für weitere Untersuchungen bei höheren Geschwindigkeiten müsste hier aber für eine stabilere Fixierung der Marker an der Hautoberfläche gesorgt werden. Dies würde es erlauben die Messzyklen zu verlängern, was wiederum die statistische Auswertung weniger in mathematische Bedrängnis bringen würde. Bei einer Zyklusfrequenz von im Mittel 89 Doppelschritten pro Minute bei 10km/h ergeben sich nur noch 11,2 Schritte pro Bein für die eigentliche Messung.

Rein messmethodisch können noch einige Unsicherheitsfaktoren hinzu gezogen werden, die erst während der Untersuchung tragend wurden. Durch die Projektion der Winkel in die Frontalebene kann es zu Fehlern kommen, wenn die Athlet(inn)en technisch nicht in der Lage waren, die Spur am Laufband richtig zu halten, sodass es bei Korrekturen zu leichten „Schrägansichten“ kam und diese die Messergebnisse beeinträchtigen. Wird der Abstand vom Messbalken zum Laufband größer gewählt kann dieser Fehler verringert werden, da der Blickwinkel von vorne bei Abweichungen von vornherein kleiner ist. Bei größeren Abständen kann es jedoch auch leichter dazu kommen die emittierten Signale der Marker nicht mehr detektieren zu können. In diesem Fall ist die Distanz dann zu groß für eine saubere Erkennung der Marker. Meist kommt es jedoch zu Ausfällen, wenn ein Marker durch einen anderen Körperteil verdeckt wird. So wäre es denkbar, dass mit 2 Kamerasystemen die schräg links und rechts vor der Person positioniert sind weniger Ausfälle zu verzeichnen sind. Die größte Problematik in diesem Versuchsaufbau zeigte

sich jedoch hinterher bei Versuch der Unterscheidung von Flug- und Stützphase. Gemäß dem erwähnten Technikleitbild wird in der hinteren Schwungphase die Ferse nach oben bewegt, sodass zwischen den Phasen gut unterschieden werden kann. Da sich im Kollektiv auch, zum Teil schmerzbedingt, ungeübte Läufer und Läuferinnen befanden, konnte die Forderung nach einem Laufstil, der jenem des Technikleitbildes entspricht oder weitgehend ähnelt nicht erfüllt werden. Insbesondere jene Personen die im Stand, wie es im Snowboarden bezeichnet wird, „einen ausgeprägten „Duck stance“ zeigten, führten in der Schwungphase das Bein sehr flach über den Boden, sodass die Unterscheidung zwischen Flug- und Stützphase mit der angewandten Technik fehleranfällig sein kann. Mit der Verwendung beispielsweise von Drucksensoren in der Zwischensohle oder einem Druckschalter bzw. Beschleunigungssensor am Laufband liessen sich die Phase deutlich präziser voneinander trennen, was wiederum die Ergebnisse deutlich verbessern würde. Die Instabilität der Lukotronic-Software durch Schwierigkeiten in der Handhabung und Problemen mit der Hardwareabstimmung, wie sie sich zum Studienzeitpunkt ergeben haben ist ebenfalls ein Faktor der die Objektivität der Messungen beeinträchtigt haben kann.

Die beschriebenen Problematiken in der methodischen Abwicklung der Studie sollen weniger das Untersuchungsdesign in Frage stellen, sondern viel mehr einen Forschungsausblick bzw. eine Assistenz für zukünftige Untersuchungen darstellen.

Ungeachtet der Schwierigkeiten die mit der Erstellung der Daten einhergingen, lieferte das Konzept auch einige interessante Ergebnisse.

Obwohl die geschlechterspezifischen Unterschiede nicht Thema der Untersuchung waren so zeigte sich, dass es signifikante Unterschiede im Schmerzauftreten von Frauen und Männern beim Laufen zu geben scheint. Die zur Studie informierten Abonnenten, ca. 600 Personen, haben eine ähnliche Verteilung wie die 57% Männer zu 43% Frauen der Studie. Trotzdem gab es diese signifikanten Unterschiede, dass Frauen häufiger Schmerzen beim Laufen zeigen, als Männer. Die Datenanalyse wurde dahingehend nicht durchgeführt, jedoch bildet das unerwartete Ergebnis eine Fragestellung die ob der erwünschten Volksgesundheit nicht uninteressant wäre, diese zu klären. Der Anstoß zu dieser Arbeit wurde jedoch ebenfalls durch Schmerzpatientinnen, bei denen eine Achsinstabilität auch für das ungeschulte Auge ersichtlich war, gegeben.

Inwieweit die Ergebnisse der Segmentlänge als praxisrelevant zu interpretieren sind vermag ich nicht zu beantworten, zumal diese nicht beeinflussbar ist. Schlussfolgerungen würden, rein dem statistischen Ergebnissen folgend, bedeuten, dass Personen mit kürzeren Segmenten häufiger Schmerzen zeigen. Dem liegt entgegen, dass bei längeren

Segmenten die Hebel größer werden, die bei einer etwaigen Achsabweichung einem größeren Lastarm entsprechen und daher die Gelenksbelastungen zu ungunsten verschieben würden. Es ist daher anzunehmen, dass zur Klärung dieser Ergebnisse größere Stichproben von Nöten sind, ebenfalls wie jene Unterschiede der Körpergröße betreffend. Die Unterschiede könnten jedoch auch darin begründet sein, dass Männer systematisch größer sind als Frauen und es deshalb auch bei Körpergröße und den Segmentlängen zu Unterschieden kommt.

Die Dynamik der Winkel vom Stand zur Bewegung stellt nach der Untersuchung keine Überraschung dar, kann aber aufgrund der vorliegenden Daten bestätigt werden. Dafür zeigt sich, dass die Winkel im Stand bei Schmerzpatient(inn)en im Kollektiv ähnlicher sind. Jedoch in Bewegung haben einige Winkel im selben Kollektiv größere Abweichungen vom Mittelwert als im schmerzfreien Kollektiv. Einige Winkel zeigen in der Schmerzgruppe signifikante Unterschiede in der Varianz der „means“. Die Abweichungen vom arithmetischen Mittel streuen jedoch mehr als in der schmerzfreien Gruppe. Das lässt den Schluss zu, dass sich die Beinachsen in der Schmerzgruppe im Stand nicht von einander unterscheiden jedoch in Bewegung mehr Unregelmäßigkeiten zeigen.

Lässt man einen Schmerzpatienten oder eine Schmerzpatientin eine langsame Einbeinkniebeuge durchführen, so kann man häufig, wenn auch nicht wissenschaftlich gesichert, eine Art zittern der Knieposition beobachten. Vermutlich ist das neuromuskuläre Zusammenspiel nicht ausreichend trainiert. Meier (2006) schreibt im Zusammenhang mit alternativen Stabilisationstraining, dass ein funktionierender Fuß und ein ebenso funktionierendes Knie Informationen an das Zentralnervensystem weitergeben. Mittels Sling-Training (Stabilisierungstraining auf zwei parallel gespannten Seilen) und den damit verbundenen erzwungenen Instabilitäten, führt dies zu einer Verbesserung der neuromuskulären Reaktionsbereitschaft. Die auftretenden Kräfte und die beschriebene Geschwindigkeit des Einwirkens derer beim Laufen, erfordert diese Eigenschaft mit Sicherheit. Da die Kräfte zu groß werden um konzentrisch entgegen zu arbeiten ist es erforderlich bereits in der exzentrischen Phase der Stützphase die Beinachse zu stabilisieren um die Varianzen der Beinachsenwinkel minimieren zu können. Dies erfordert die bereits erwähnte schnellkräftige Ansteuerung der Muskulatur. Aufgrund der Varianzen in der Ausführung der Achsenstabilisierung scheint die Forderung nicht nach schnellkräftigen Bewegungen in der Hauptwirkungsrichtung der muskulären Schlinge sondern vielmehr in der Aktivität der Synergisten-Gruppe zu liegen. Durch die Schaffung von Instabilitäten in mehr oder weniger statischen Zuständen, wie beim Training mit instabilen Unterlagen (Wackelbrett, Thera-Kreisel, Sling-Training, u.a.), dürften die Schnelligkeitskomponenten (zur Stabilisierung) ausreichend angesprochen werden. Die in

jenen Formen geringeren, und damit verarbeitbaren, Kraftanforderungen an die Stabilisierung dürfte trotz der semispezifischen Anordnung zu einer Verbesserung der Beinachsenstabilisation in Bewegung beitragen. Diesen Regelkreislauf gilt es jedoch in weiterer Forschungsarbeit aufzuarbeiten.

Aus der subjektiven Sicht des Autors kann jedoch durch die vorliegende Studie die notwendige Arbeit mit Instabilitäten zur Vermeidung von Schmerzen beim Laufen nur bestätigt werden.

7 Literaturverzeichnis

- Adirim, T.A. & Cheng, T.L. (2003). *Overview of injuries in the young athlete*. Sports medicine. 33 (1). 75-81. Auckland.
- Alt, W. (2001). Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung: dargestellt am Beispiel des Sprunggelenks. Geislingen/Steige: Maurer.
- Andriacchi, T.P. (1994). *Dynamics of knee malalignment*. The Orthopedic clinics of North America. 25 (3). 395-403. Toronto.
- Arendse, R. E., Noakes, T. D., Azevedo, L. B., Romanov, N., Schwellnus, M. P. & Fletcher, G. (2004). *Reduced Eccentric Loading of the Knees with the Pose Running Method*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 36 (2). 272-277.
- Baum, P. (1999). Die Bedeutung des Muskelaufbautrainings nach Ersatz des vorderen Kreuzbandes mit der Semitendinosusplastik. Gießen. Dissertation. Justus-Liebig-Universität Giessen.
- Breit, G. A. & Whalen, R. T. (1996). *Prediction of human gait parameters from temporal measures of foot-ground contact*. Medicine and Science in Sports and Exercise. 29 (4). 540-547.
- Cameron, J.C. & Saha, S. (1994). *Management of medial collateral ligament laxity*. The Orthopedic clinics of North America. 25 (3). 527-532. Toronto.
- Chao, E.Y.S., Neluhani E.V.D., Hsu R.W.W. & Paley D. (1994). *Biomechanics of malalignment*. The Orthopedic clinics of North America. 25 (3). 379-386. Toronto.
- Cheng-Kung, Ch., Chang-Hung, H., Jiann-Jong L. & Chun-Hsiung, H. (2003). The influence of surgical malalignment on the contact pressures of fixed and mobile bearing knee prostheses - a biomechanical study. Clinical biomechanics. 18. 231-236. Oxford.
- Cotta, H. (1980). Die Belastungstoleranz des Bewegungsapparates: Grundlagenforschung in der Sportmedizin. Heidelberger Orthopädie-Symposium 1979. Stuttgart: Thieme.
- Czioska, F. (2000). Der optimale Laufschuh: die Orientierung im Dschungel von Marken, Modellen und Fachausdrücken. Aachen: Meyer & Meyer.
- Dobsicek, V. (2004). Vergleich der Bodenreaktionskräfte zwischen den Bewegungsformen Nordic Walking, Walking und Laufen, bei verschiedenen Geschwindigkeiten und unterschiedlichem Technikniveau. Wien. Diplomarbeit. Universität Wien.
- Earl, J., Hertel, J. & Denegar, C. (2005). *Patterns of Dynamic Malalignment, Muscle Activation, Joint Motion, and Patellofemoral-Pain Syndrome*. Journal of sport rehabilitation. 14. 215-233. Champaign.
- Eckhoff, D.G. (1994). *Effect of limb malrotation on malalignment and osteoarthritis*. The Orthopedic clinics of North America. 25 (3). 405-414. Toronto.
- Ellis, J. (1995). Laufen ohne Risiko : wie Sie typische Verletzungen vermeiden, behandeln und heilen. München – Wien. BLV.
- Engel-Korus, D. (1999). Die neue Knieschule - Übungsprogramme zur Entlastung, Vorbeugung und Rehabilitation. München. BLV-Verlag.
- Erickson, M.R. (2004). *The malalignment syndrome: biomechanical and clinical implications. (Review)*. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 34. 96-97. Churchill Livingstone.

- Fehr, H. (1993). *Laufen von innen gesehen - eine etwas andere Laufschule*. Der Läufer: Monatszeitschrift für den Lauf- und Ausdauersport. 10. 40-42. Aarau.
- Freiwald, J., Starischka, S. & Engelhardt, M. (1993). Rehabilitatives Krafttraining – Überlegungen zum Krafttraining – Neue Ansätze zur Anwendung und Diagnostik im klinischen Bereich. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 44. 368-378. Köln.
- Galloway, M. T., Jokl, P. & Dayton, W.O. (1992). *Achilles tendon overuse injuries*. Clinics in Sports Medicine. 11 (4). 771-782. Philadelphia.
- Glass R. M., Priest E. M. & Hayward C. D. (o.J.) *Developing a Diagnostic Tool to Measure Valgus Collapse in College Aged Females*. Spring Arbor University in Michigan. Zugriff am 15. Juni 2008 unter http://www.dartfish.com/en/media-gallery/case-studies/index_p2.htm
- Glitsch, U. (1992). Einsatz verschiedener Optimierungsansätze zur komplexen Belastungsanalyse der unteren Extremitäten. Köln. Deutsche Sporthochschule Köln.
- Gollhofer, A., Alt, W. & Lohrer, H. (2000). Prävention für das Kniegelenk. Entwicklung eines Verfahrens zur komplexen, neuromuskulären und mechanischen Diagnostik des Kniegelenks. Neue Wege zur Unfallverhütung im Sport. Wissenschaftliche Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaft (Band: 2). 167-173. Köln.
- Götz-Neumann, K. (2006). *Gehen verstehen: Ganganalyse in der Physiotherapie* (2., unveränd. Aufl.). Stuttgart: Thieme.
- Grau, S., Müller, O., Bäurle, W., Beck, M., Krauß, I., Maiwald, Ch., Baur, H. & Mayer, F. (2000). Grenzen und Möglichkeiten der 2D-Videoanalyse in der Bewertung physiologischer und pathologischer Abrollvorgänge des Fußes bei Laufen. Sportverletzung Sportschaden. 14. 107-114. Stuttgart.
- Gross, M.T. & Foxworth, J. (2003). *The role of Foot Orthoses as an Intervention for Patellofemoral Pain*. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 33. 661-670. Alexandria.
- Haaker, R. (1996). Sportverletzungen - was tun?: Prophylaxe und sportphysiotherapeutische Behandlung. Berlin [u.a.]. Springer.
- Hanon, Ch., Thépaut-Mathieu, Ch. & Vandewalle, H. (2005). *Determination of muscular fatigue in elite runners*. European Journal of Applied Physiology. 94. 118-125. Berlin.
- Hatze, H. (1986). *Methoden biomechanischer Bewegungsanalyse*. Wien. Österreichischer Bundesverlag.
- Hildebrand, F. (1997). Eine biomechanische Analyse der Drehbewegungen des menschlichen Körpers. Aachen. Meyer & Meyer.
- Hildebrand, F. & Prause K.-D. (1990). Analyse der Trainingsübung Kniebeuge mit Zusatzlast mit Hilfe der mathematischen Modellierung. Training und Wettkampf. 28. 138-147.
- Höglberg, P. (1952). Length of stride, stride frequency, „flight“ period and maximum distance between the feet during running with different speeds. Arbeitsphysiologie. 14 (6). 431-436.
- Höglberg, P. (1952). How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running? Arbeitsphysiologie. 14 (6). 437-441.

- Hunter, I. & Smith, G. A. (2007) Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *European Journal of Applied Physiology*. 100. 653-661. Berlin.
- Jonath, U. (1995). *Leichtathletik 1 / Laufen*. Reinbeck bei Hamburg: Rowohlt.
- Karamanidis, K., Arampatzis, A. & Brüggemann, G.-P. (2003). *Symmetry and Reproducibility of Kinematic Parameters during Various Running Techniques*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 35 (6). 1006-1016.
- Kleinmann, D. (1996). *Laufen: sportmedizinische Grundlagen, Trainingslehre und Risikoprävention; für Mediziner, Sportlehrer und Trainer, Physiotherapeuten und anspruchsvolle Läufer*. Stuttgart: Schattauer.
- Knicker, A. (1992). Über den Zusammenhang von individueller Fußform und äußerer mechanischer Belastung beim Laufen. Köln. Sport und Buch Strauß, Ed. Sport.
- Krabbe, B. (1994). *Zur Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen: Einfluß von Laufschuh und Lauftechnik*. Aachen: Shaker.
- Krivickas, L.S. (1997). *Anatomical factors associated with overuse sports injuries*. *Sports Medicine*. 24 (). 132-146. Auckland.
- Lee, T.Q., Morris, G. & Csintalan, R.P. (2003). *The influence of Tibial and Femoral Rotation on Patellofemoral Contact Area and Pressure*. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 33. 686-693. Alexandria.
- Lloyd Ireland, M., Willson, J.D., Ballantyne, B.T. & McClay Davis, I. (2003). *Hip strength in females with and without patellofemoral pain*. *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 33. 671-676. Alexandria.
- Luijpers, W. & Nagiller, R. (2001). *Gentle running: Laufen nach Feldenkrais ; leichter laufen, besser atmen, schöner leben*. St. Pölten, Wien, Linz: NP-Buchverlag.
- Mann, R. A. & Hagy, J. (1980). *Biomechanics of walking, running, and sprinting*. *The American Journal of Sports Medicine*. 8. 345-350.
- 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.
- Maquet, P.G.J. (1984). *Biomechanics of the knee*. Berlin. Springer.
- McKellop, H.A., Llinás, A. & Sarmiento, A. (1994). *Effects of tibial malalignment on the knee and ankle*. *The Orthopedic clinics of North America*. 25 (3). 415-423. Toronto.
- Meier, H. (2006). *Neue Aspekte der Gelenkstabilisation – Das Sling Training*. *Leistungssport*. 36 (2). Münster.
- Mercer, J. A., Vance, J., Hreljac, A., Hamill, J. (2002). *Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities*. *European Journal of Applied Physiology*. 87. 403-408. Berlin.
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R. & Bates, B. T. (2003). *Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 35 (2). 307-313.
- Messier, S. P., Davis S.E. & Curl W.W. (1991). *Etiologic factors associated with patellofemoral pain in runners*. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 23. 1008-1015.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K. & Belli, A. (2007). *Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running*. *Journal of Biomechanics*.

- Nawoczenski, D.A. & Ludewig, P.M. (1999). *Electromyographic effects of foot orthotics on selected lower extremity muscles during running*. Archives of physical medicine and rehabilitation. 80. 540-544. Philadelphia.
- Neumaier, M. (2004). Erstellung eines Messplatzes zur Bestimmung der Symmetriebelastung der Beine bei der Kniebeuge mittels Kraftmessplatten. Wien. Diplomarbeit. Universität Wien.
- Neuschaefer, U., Stahl, Ch. & Mück, H. (1992). Laufschuhe: Wie berate ich meinen Patienten? In Stahl, Ch. (Hrsg.), *Sportschäden und Sportverletzungen beim Laufen*. Landsberg, Lech. ecomed.
- Nigg, B. M. & Herzog, W. (1994). *Biomechanics of the musculo-skeletal system*. Chichester u.a.: Wiley.
- Nigg, B. M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign. Human Kinetics.
- Noakes, T. (2002). *Lore of running*. Champaign. Human Kinetics.
- Perry, J. (2003). *Ganganalyse - Norm und Pathologie des Gehens*. München: Urban und Fischer.
- Peters, Ch. & Stemper, T. (1996). *Laufen*. Niedernhausen: Falken-Verlag.
- Platzer, W. (1999). Band 1 Bewegungsapparat. *Taschenatlas der Antaomie: in 3 Bänden* (7. neu bearbeitete Aufl.) Stuttgart: Thieme Verlag.
- Post, W. R., Teitge, R. & Amis, A. (2002). *Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox*. Clinics in sports medicine. 21. 521-546. Philadelphia.
- Powers, C.M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 33. 639-646. Alexandria.
- Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M. & Shellock, F.G. (2003). Patellofemoral Kinematics During Weight-Bearing and Non-Weight-Bearing Knee Extension in Persons With Lateral Subluxation of the Patella: A Preliminary Study. The journal of orthopaedic and sports physical therapy. 33. 677-685. Alexandria.
- Pschyrembel, W. (1998). *Pschyrembel – Klinisches Wörterbuch* (258., neu bearb. Aufl.). Berlin u.a.: De Gruyter.
- Puchecker, P. (2004). Untersuchung des Laufverhaltens in Abhängigkeit der Ermüdung und unterschiedlichen Bodenbeschaffenheiten. Wien. Diplomarbeit. Universität Wien.
- R Development Core Team (2008). *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. Zugriff am 1. Juli 2008 unter <http://www.R-project.org>.
- Stacoff, A. & Attinger Benz, D. (1995). *Was machen die Beine beim Laufen*. Der Läufer: Monatszeitschrift für den Lauf- und Ausdauersport. 12. 34-36. Aarau.
- Steffens, T., Grüning, M. (2000). *Das Laufbuch: Training, Technik, Ausrüstung*. Reinbek bei Hamburg: Rowohlt.
- Steffny, H. (2006). Das große Laufbuch: alles, was man übers Laufen wissen muss; [laufen mit Spaß in jedem Alter ; bewährte Trainingspläne vom Einstieg bis zum Marathon; Expertenwissen zu Ausrüstung, Motivation und Ernährung. Rheda-Wiedenbrück u.a. RM-Buch-und-Medien-Vertrieb.
- Steffny, H. & Pramann, U. (2000). Perfektes Lauftraining: Schritt für Schritt gesund & fit; von Jogging bis Marathon. (12. Aufl.). München: Südwest-Verl.

- Taunton, J.E., McKenzie, D.C. & Clement D.B. (1988). *The role of biomechanics in the epidemiology of injuries*. Sports medicine. 2. 107-120. Auckland.
- Teichtahl, A., Wluka A. & Cicuttini F.M. (2003). *Abnormal biomechanics: a precursor or result of knee osteoarthritis?* British journal of sports medicine. 37. 289-290. London.
- Tetsworth, K. & Paley, D. (1994). *Malalignment and degenerative arthropathy*. The Orthopedic clinics of North America. 25 (3). 367-377. Toronto.
- Thoméé, R., Augustsson J. & Karlsson J. (1999). *Patellofemoral pain syndrome - a review of current issues*. Sports Medicine. 28. 245-262. Auckland.
- Thordarson, D. B. (1997). *Running Biomechanics*. Clinics in Sports Medicine. 16 (2). 239-242. Philadelphia.
- van Mechelen, W. (1992). *Running injuries. A review of the epidemiological literature*. Sports Medicine. 14. 320-335. Auckland.
- Velasco, R. (2004). *Die Rotationsanomalien der Unteren Extremitäten – der Ein- und Auswärtsgang in der kinderorthopädischen Praxis* [Elektronische Version]. Jahresbericht 2004. Schulthess Klinik. 21-23. Zugriff am 15. Mai 2005 unter http://www.schulthess-klinik.ch/data/_product_documents/_articles/87/Jahresbericht04.pdf
- Wessinghage, T. (1996). *Laufen: der Ratgeber für Ausrüstung, Technik, Training, Ernährung und Laufmedizin*. (3., überarb. Aufl.). München, Wien [u.a.]: BLV.
- Weyand, P., Sternlight, D., Bellizzi, M. & Wright, S. (2000). *Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements*. Journal of Applied Physiology. 89. 1991-1999. Zugriff am 20. Mai 2006 unter <http://www.jap.org>
- Wilke, Ch. & Froböse, I. (2003). *Quantifizierung propriozeptiver Leistungen von Kniegelenken*. Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin. 54. 49-54. Köln.
- Wirth, C.J., Kohn, D., Siebert, W.E., Wülker, N. & Peters, G. (1992). *Die veraltete anteromediale Knieinstabilität und ihre Behebung - eine Retrospektivstudie*. Praktische Sport-Traumatologie, Sportmedizin. 8. 113-119. München.
- Wöllzenmüller, F. (2004). *Richtig laufen*. München, Wien [u.a.]: BLV.

8 Anhang

8.1 Programmcodes in R-Cran

#Programmteil I:

Datenpfad ändern

```
setwd("/Users/markuslombardini/Documents/MARKUS~1/Diplomarbeit/Daten")
```

einlesen der Daten

```
filnamen <- read.csv("filnamen daten.csv",header = TRUE, sep = ";")
```

```
attach (filnamen)
```

```
index = 1
```

Initialisierung der Ergebnis-Matrix

```
ergeb <- array(1:3360, dim=c(28,120))
```

```
indexsp <- 1
```

```
indexzei <- 1
```

Schleife zur Berechnung aller Daten einer Person pro Durchlauf

```
for (i in 1:27)
```

```
{
```

 # Schleife zur Berechnung der Werte vom Stand, 7km/h und 10km/h

```
    for (i in 1:3)
```

```
    {
```

 # einlesen der Liste aller Dateien

```
        filnamen1 <- filnamen [index, 1]
```

```
        filnamen1 <- as.character(filnamen1)
```

```
        nr <- ifelse (indexsp >= 80, (nr <- 501), (nr <- 1501))
```

```
        daten <- read.csv(file = filnamen1, header = TRUE, sep = ";",  
                          dec=".", na.strings = "NaN", nrow = nr)
```

```
        attach (daten)
```

```
        index <- index + 1
```

 # Definition ab welcher Höhe der Schritt beendet ist

```
    zelaeng <- 80
```

 # Filterung der Daten nach Höhenkontrolle

```
    huliy1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, huliy)
```

```
    sprgliy1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, sprgliy)
```

```
    huliz1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, huliz)
```

```
    sprgliz1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, sprgliz)
```

```
    knieliy1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, knieliy)
```

```
    knieliz1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, knieliz)
```

```
    zeliy1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, zeliy)
```

```
    zeliz1 <- ifelse (535.5 - abs(zeliy) > zelaeng, NA, zeliz)
```

```

hurey1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, hurey)
sprgrey1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, sprgrey)
hurez1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, hurez)
sprgrez1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, sprgrez)
knierey1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, knierey)
knierez1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, knierez)
zerey1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, zerey)
zerez1 <- ifelse (535.5 - abs(zerey) > zelaeng, NA, zerez)

```

```

# Berechnung der Geradengleichungen

```

```

khsi <- (huliy1 - sprgliy1) / (huliz1 - sprgliz1)
khkl <- (huliy1 - knieliy1) / (huliz1 - knieliz1)
kszl <- (sprgliy1 - zeliy1) / (sprgliz1 - zeliz1)
khvl <- (huliy1 - zeliy1) / 0.0000000001
kksl <- (knieliy1 - sprgliy1) / (knieliz1 - sprgliz1)

```

```

khsr <- (hurey1 - sprgrey1) / (hurez1 - sprgrez1)
khkr <- (hurey1 - knierey1) / (hurez1 - knierez1)
kszr <- (sprgrey1 - zerey1) / (sprgrez1 - zerez1)
khvr <- (hurey1 - zerey1) / 0.0000000001
kksr <- (knierey1 - sprgrey1) / (knierez1 - sprgrez1)

```

```

# Korrektur der Unstetigkeiten

```

```

wshkli <- (atan(khsi) - atan(khkl)) * 180/pi
wshkli <- ifelse(abs(wshkli) > 100, wshkli - (180 * sign(wshkli)), wshkli)

```

```

whszli <- (atan(khsi) - atan(kszl)) * 180/pi
whszli <- ifelse(abs(whszli) > 100, wszli - (180 * sign(whszli)), wszli)

```

```

whksli <- (atan(khkl) - atan(kksl)) * 180/pi
whksli <- ifelse(abs(whksli) > 100, whksli - (180 * sign(whksli)), whksli)

```

```

wvhkli <- (atan(khvl) - atan(khkl)) * 180/pi
wvhkli <- ifelse(abs(wvhkli) > 100, wvhkli - (180 * sign(wvhkli)), wvhkli)

```

```

wshkre <- (atan(khsr) - atan(khkr)) * 180/pi
wshkre <- ifelse(abs(wshkre) > 100, wshkre -
  (180 * sign(wshkre)), wshkre)

```

```

whszre <- (atan(khsr) - atan(kszr)) * 180/pi
whszre <- ifelse(abs(whszre) > 100, wszre -
  (180 * sign(whszre)), wszre)

```

```

whksre <- (atan(khkr) - atan(kksr)) * 180/pi
whksre <- ifelse(abs(whksre) > 100, whksre -
  (180 * sign(whksre)), whksre)

```

```

wvhkre <- (atan(khvr) - atan(khkr)) * 180/pi
wvhkre <- ifelse(abs(wvhkre) > 100, wvhkre -
  (180 * sign(wvhkre)), wvhkre)

```

```

#Ausgabe der Werte in der Ergebnismatrix
winkel <- cbind(wshkli, whszli, whksli, wvhkli,
               wshkre, whszre, whksre, wvhkre)
indexw <- 1
for (i in 1:8)
{
    #Berechnung der statistischen Werte und
    #Ausgabe in der Matrix
    ergebn[indexzei, indexsp ] <- min (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE)
    indexsp = indexsp + 1
    ergebn[indexzei, indexsp ] <- max (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE)
    indexsp = indexsp + 1
    ergebn[indexzei, indexsp ] <- mean (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE)
    indexsp = indexsp + 1
    ergebn[indexzei, indexsp ] <- var (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE)
    indexsp = indexsp + 1
    ergebn[indexzei, indexsp ] <- abs(min (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE)) + abs(max (winkel[,indexw],
                                       na.rm = TRUE))
    indexsp = indexsp + 1

    indexw <- indexw + 1
}
}
indexzei <- indexzei +1
indexsp <- 1
}

# Ausgabe der Ergebnismatrix in einer Datei
write.table(ergebn, file = "ergebn.csv", sep = ";", dec = ",", col.names = NA)

#Programmteil II:

# Datenpfad ändern
setwd("/Users/markuslombardini/Documents/MARKUS~1/Diplomarbeit/Daten")

# einlesen der Daten
zsfg <- read.csv("ergebnisse zsfg.csv",header = TRUE, sep = ";", dec=".", nrow = 28)
attach (zsfg)

```

```
#erstellen der Datenkategorien
```

```
# sex
# gebdatum
gebdat <- as.Date(gebdat)
heute <- as.Date("2008-08-01")
gebdat1 <- heute - gebdat
alter <- as.numeric(gebdat1/365.25)
katalter <- factor ( cut (alter, br = 20+10*(0:5)))
katgroesse <- factor ( cut (groesse, br = 155+9*(0:4)))
katgewicht <- factor ( cut (gewicht, br = 50+12*(0:4)))
katfusslaenge <- factor ( cut (fusslaenge, br = 215+20*(0:4)))
katus <- factor ( cut (us, br = 385+35*(0:4), include.lowest = TRUE))
katos <- factor ( cut (os, br = 385+25*(0:4), include.lowest = TRUE))
katosus <- factor ( cut (osus, br = 0.84+0.06*(0:4), include.lowest = TRUE))
katf7 <- factor ( cut (f7km, br = 60+12*(0:4), include.lowest = TRUE))
katf10 <- factor ( cut (f10km, br = 60+12*(0:4), include.lowest = TRUE))
katf10d7 <- factor ( cut (f10d7, br = 1+0.06*(0:4), include.lowest = TRUE))
katlaufja <- factor ( cut (laufja, br = 0+4*(0:4)))
# schmerzen
# lauwo
kathuebeu <- factor ( cut (huebeure, br = 825+50*(0:4), include.lowest = TRUE))
```

```
# Diagramm deskriptive Statistik
```

```
#Programmteil III:
```

```
# Diagrammblock 1
```

```
par(mfrow=c(2,3))
boxplot(alter, xlab="A. Alter in Jahren",ylab="Jahre", col = 3)
points(mean(alter) ,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(alter), labels = formatC(mean(alter), format = "f", digits = 1), pos = 3,
     cex=0.8, col = 1)
boxplot(groesse, xlab="B. Körpergrösse in [cm]",ylab="cm", col = 3)
points(mean(groesse) ,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(groesse), labels = formatC(mean(groesse), format = "f", digits = 1),
     pos = 1, cex=0.8, col = 1)
boxplot(gewicht, xlab="C. Gewicht in [kg]",ylab="kg", col = 3)
points(mean(gewicht) ,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(gewicht), labels = formatC(mean(gewicht), format = "f", digits = 1),
     pos = 1, cex=0.8, col = 1)
```

```
#Programmteil IV:
```

```
# Diagrammblock 2
```

```
par(mfrow=c(2,4))
par(cex = 0.63)
boxplot(fusslaenge, xlab="D. Fußlänge in [mm]",ylab="mm", col = 3)
points(mean(fusslaenge) ,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(fusslaenge), labels = formatC(mean(fusslaenge), format = "f", digits = 1),
     pos = 1, cex=0.8, col = 1)
boxplot(os, xlab="E. Oberschenkellänge in [mm]",ylab="mm", col = 3)
points(mean(os) ,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(os), labels = formatC(mean(os), format = "f", digits = 1), pos = 1, cex=0.8,
     col = 1)
```

```

boxplot(us, xlab="F. Unterschenkellänge in [mm]", ylab="mm", col = 3)
points(mean(us), pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(us), labels = formatC(mean(us), format = "f", digits = 1), pos = 1,
      cex=0.8, col = 1)
boxplot(huebeure, xlab="G. Beinlänge in [mm]", ylab="mm", col = 3)
points(mean(huebeure), pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( mean(huebeure), labels = formatC(mean(huebeure), format = "f", digits = 1),
      pos = 1, cex=0.8, col = 1)

#Programmteil V:
# Diagrammblock 3
par(mfrow=c(2,2))
par(cex = 0.7)
boxplot(f7km, f10km, xlab="H. Zyklusfrequenzen bei 7km/h, 10km/h in [1/Min]",
        ylab="1/Min", col = 3 )
means=c(mean(f7km), mean(f10km))
points(1:2, means, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( 1:2 -0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 1), pos = 3,
      cex=0.8, col = 2)
boxplot(f10d7, osus, xlab="I. Quotienten: f10 / f7 bzw. OS / US", ylab="1/Min", col = 3)
means=c(mean(f10d7), mean(osus))
points(1:2, means, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text( 1:2 -0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 1), pos = 2,
      cex=0.8, col = 2)

#Programmteil VI:
# Diagrammblock 4
par(mfrow=c(3,2))
Knie = 11
Fuß = 5
US = 2
OS = 2
Hüfte = 4
Sprunggelenk = 0
ma = cbind(Knie, Fuß, US, OS, Hüfte)
barplot(ma, xlab="Angaben zur Schmerzlokalisation", ylab="Anzahl", col = 3)

#Programmteil VII:
# Diagrammblock 5
par(mfrow=c(3,2))
barplot(table(schmerzen,sex), xlab="A. Geschlecht", ylab="Anzahl", beside=TRUE,
        col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katalter), xlab="B. Alter", ylab="Anzahl", beside=TRUE,
        col = c(3,0))

```

```
#Programmteil VIII:
# Diagrammblock 6
par(mfrow=c(3,2))
barplot(table(schmerzen,katgroesse), xlab="C. Körpergrösse in [cm]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katgewicht), xlab="D. Gewicht in [kg]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katfusslaenge), xlab="E. Fusslänge in [mm]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katos), xlab="F. Oberschenkellänge in [mm]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katus), xlab="G. Unterschenkellänge in [mm]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,kathuebeu), xlab="H. Beinlänge in [mm]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
```

```
#Programmteil IX:
# Diagrammblock 7
par(mfrow=c(3,2))
barplot(table(schmerzen,katosus), xlab="I. OS / US",ylab="Anzahl", beside=TRUE,
        col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katf7), xlab="J. Zyklusfrequenz 7km/h [1/Min]",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katf10), xlab="K. Zyklusfrequenz 10km/h [1/Min]",
        ylab="Anzahl", beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katf10d7), xlab="L. fz10km/h / fz7km/h", ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,katlaufja), xlab="M. Anzahl der Laufjahre",ylab="Anzahl",
        beside=TRUE, col = c(3,0))
barplot(table(schmerzen,lauwo), xlab="N. Laufen in [h/Wo]",ylab="Anzahl",
        names.arg=c("0-2","2-4","4-6","6-8"), beside=TRUE, col = c(3,0))
```

```
# Programmteil X
# Diagrammblock 8
par(mfrow=c(2,1))
boxplot(mean_wshkre_st, mean_whszre_st, mean_whksre_st, mean_wvhkre_st,
        xlab="berechnete Winkel des rechten Beines im Stand",ylab="° Grad",
        names = c ("wshkre", "whszre", "whksre", "wvhkre"), col = 3)
means=c(mean(mean_wshkre_st), mean(mean_whszre_st), mean(mean_whksre_st),
        mean(mean_wvhkre_st))
points(1:4, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:4 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 1), pos = 2,
        cex=0.8, col = 2)
boxplot(mean_wshkre_10km, mean_whszre_10km, mean_whksre_10km,
        mean_wvhkre_10km, xlab="berechnete Winkel des rechten Beines bei
        10km/h",ylab="° Grad", names = c ("wshkre", "whszre", "whksre", "wvhkre"),
        col = 3)
means=c(mean(mean_wshkre_10km), mean(mean_whszre_10km),
        mean(mean_whksre_10km), mean(mean_wvhkre_10km))
points(1:4, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:4 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 1), pos = 2,
        cex=0.8, col = 2)
```

```
# Programmteil XI
# Diagrammblock 9
par(mfrow=c(2,2))
boxplot(min_wshkre_10km, max_wshkre_10km, mean_wshkre_10km,
```

```

      xlab="wshkre bei 10km/h in [°]",ylab="" Grad", names = c ("min", "max", "mean"),
      col = 3)
means=c(mean(min_wshkre_10km), mean(max_wshkre_10km),
      mean(mean_wshkre_10km))
points(1:3, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:3 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos = 3,
      cex=0.8, col = 1)
boxplot(min_whszre_10km, max_whszre_10km, mean_whszre_10km,
      xlab="whszre bei 10km/h in [°]",ylab="" Grad", names = c ("min", "max", "mean"),
      col = 3)
means=c(mean(min_whszre_10km), mean(max_whszre_10km),
      mean(mean_whszre_10km))
points(1:3, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:3 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos = 3,
      cex=0.8, col = 1)
boxplot(min_whksre_10km, max_whksre_10km, mean_whksre_10km,
      xlab="whksre bei 10km/h in [°]",ylab="" Grad", names = c ("min", "max", "mean"),
      col = 3)
means=c(mean(min_whksre_10km), mean(max_whksre_10km),
      mean(mean_whksre_10km))
points(1:3, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:3 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos = 3,
      cex=0.8, col = 1)
boxplot(min_wvhkre_10km, max_wvhkre_10km, mean_wvhkre_10km,
      xlab="wvhkre bei 10km/h in [°]",ylab="" Grad", names = c ("min", "max", "mean"),
      col = 3)
means=c(mean(min_wvhkre_10km), mean(max_wvhkre_10km),
      mean(mean_wvhkre_10km))
points(1:3, means,pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(1:3 - 0.4, means, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos = 3,
      cex=0.8, col = 1)

# Programmteil XII
# Diagrammblock 10
par(mfrow=c(2,2), mar = c(3, 6, 1, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_wshkre_st[schmerzen == "j"], mean_wshkre_st[schmerzen == "n"],
      mean_wshkre_7km[schmerzen == "j"], mean_wshkre_7km[schmerzen == "n"],
      mean_wshkre_10km[schmerzen == "j"], mean_wshkre_10km[schmerzen == "n"],
      names = c ("wshkre Stand", "wshkre Stand", "wshkre 7km/h", "wshkre 7km/h", "wshkre
10km/h", "wshkre 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8, cex.lab=0.8,
      boxwex= 0.45)
means=c(mean(mean_wshkre_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_wshkre_st[schmerzen
== "n"]), mean(mean_wshkre_7km[schmerzen == "j"]),
      mean(mean_wshkre_7km[schmerzen == "n"]), mean(mean_wshkre_10km[schmerzen
== "j"]), mean(mean_wshkre_10km[schmerzen == "n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6 - 0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(3, 6, 1, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_whszre_st[schmerzen == "j"], mean_whszre_st[schmerzen == "n"],
      mean_whszre_7km[schmerzen == "j"], mean_whszre_7km[schmerzen == "n"],
      mean_whszre_10km[schmerzen == "j"], mean_whszre_10km[schmerzen == "n"],
      names = c ("whszre Stand", "whszre Stand", "whszre 7km/h", "whszre 7km/h", "whszre
10km/h", "whszre 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8, cex.lab=0.8,
      boxwex= 0.45)
means=c(mean(mean_whszre_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_whszre_st[schmerzen
== "n"]), mean(mean_whszre_7km[schmerzen == "j"]),
      mean(mean_whszre_7km[schmerzen == "n"]), mean(mean_whszre_10km[schmerzen
== "j"]), mean(mean_whszre_10km[schmerzen == "n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6 - 0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

```

```

== "j"]),      mean(mean_whszre_10km[schmerzen == "n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(4, 6, 0, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_whksre_st[schmerzen == "j"], mean_whksre_st[schmerzen == "n"],
        mean_whksre_7km[schmerzen == "j"], mean_whksre_7km[schmerzen == "n"],
        mean_whksre_10km[schmerzen == "j"], mean_whksre_10km[schmerzen == "n"],
        names = c ("whksre Stand", "whksre Stand", "whksre 7km/h", "whksre 7km/h", "whksre
10km/h", "whksre 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1,      cex.axis=0.8, cex.lab=0.8,
boxwex= 0.45, xlab = "Winkel in °")
means=c(mean(mean_whksre_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_whksre_st[schmerzen
== "n"]), mean(mean_whksre_7km[schmerzen == "j"]),
        mean(mean_whksre_7km[schmerzen == "n"]),      mean(mean_whksre_10km[schmerzen
== "j"]),      mean(mean_whksre_10km[schmerzen == "n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(4, 6, 0, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_wvhkre_st[schmerzen == "j"], mean_wvhkre_st[schmerzen == "n"],
        mean_wvhkre_7km[schmerzen == "j"], mean_wvhkre_7km[schmerzen == "n"],
        mean_wvhkre_10km[schmerzen == "j"], mean_wvhkre_10km[schmerzen == "n"],
        names = c ("wvhkre Stand", "wvhkre Stand", "wvhkre 7km/h", "wvhkre 7km/h", "wvhkre
10km/h", "wvhkre 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1,      cex.axis=0.8, c
ex.lab=0.8, boxwex= 0.45,
        xlab = "Winkel in °")
means=c(mean(mean_wvhkre_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_wvhkre_st[schmerzen
== "n"]), mean(mean_wvhkre_7km[schmerzen == "j"]),
        mean(mean_wvhkre_7km[schmerzen == "n"]),      mean(mean_wvhkre_10km[schmerzen
== "j"]),      mean(mean_wvhkre_10km[schmerzen == "n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

# Programnteil XIII
# Diagrammblock 11
par(mfrow=c(2,2), mar = c(3, 6, 1, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_wshkli_st[schmerzen == "j"], mean_wshkli_st[schmerzen == "n"],
        mean_wshkli_7km[schmerzen == "j"], mean_wshkli_7km[schmerzen == "n"],
        mean_wshkli_10km[schmerzen == "j"], mean_wshkli_10km[schmerzen == "n"],
        names = c ("wshkli Stand", "wshkli Stand", "wshkli 7km/h", "wshkli 7km/h", "wshkli 10km/h",
"wshkli 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8,      cex.lab=0.8, boxwex=
0.45)
means=c(mean(mean_wshkli_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_wshkli_st[schmerzen == "n"]),
mean(mean_wshkli_7km[schmerzen == "j"]),      mean(mean_wshkli_7km[schmerzen == "n"]),
mean(mean_wshkli_10km[schmerzen == "j"]), mean(mean_wshkli_10km[schmerzen == "n"])
)
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6 -0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(3, 6, 1, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_whszli_st[schmerzen == "j"], mean_whszli_st[schmerzen == "n"],
        mean_whszli_7km[schmerzen == "j"], mean_whszli_7km[schmerzen == "n"],
        mean_whszli_10km[schmerzen == "j"], mean_whszli_10km[schmerzen == "n"],
        names = c ("whszli Stand", "whszli Stand", "whszli 7km/h", "whszli 7km/h", "whszli 10km/h",
"whszli 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8,      cex.lab=0.8, boxwex=
0.45)

```

```

means=c(mean(mean_whszli_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_whszli_st[schmerzen == "n"]),
mean(mean_whszli_7km[schmerzen == "j"]), mean(mean_whszli_7km[schmerzen == "n"]),
mean(mean_whszli_10km[schmerzen == "j"]), mean(mean_whszli_10km[schmerzen == "n"])
)
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(4, 6, 0, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_whksli_st[schmerzen == "j"], mean_whksli_st[schmerzen == "n"],
mean_whksli_7km[schmerzen == "j"], mean_whksli_7km[schmerzen == "n"],
mean_whksli_10km[schmerzen == "j"], mean_whksli_10km[schmerzen == "n"],
names = c ("whksli Stand", "whksli Stand", "whksli 7km/h", "whksli 7km/h", "whksli 10km/h",
"whksli 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8, cex.lab=0.8, boxwex=
0.45, xlab = "Winkel in °")
means=c(mean(mean_whksli_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_whksli_st[schmerzen ==
"n"]), mean(mean_whksli_7km[schmerzen == "j"]), mean(mean_whksli_7km[schmerzen ==
"n"]), mean(mean_whksli_10km[schmerzen == "j"]), mean(mean_whksli_10km[schmerzen ==
"n"]) )
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

par(mar = c(4, 6, 0, 1) + 0.1)
farbe <- c(3, 0, 3, 0, 3, 0)
boxplot(mean_wvhkli_st[schmerzen == "j"], mean_wvhkli_st[schmerzen == "n"],
mean_wvhkli_7km[schmerzen == "j"], mean_wvhkli_7km[schmerzen == "n"],
mean_wvhkli_10km[schmerzen == "j"], mean_wvhkli_10km[schmerzen == "n"],
names = c ("wvhkli Stand", "wvhkli Stand", "wvhkli 7km/h", "wvhkli 7km/h", "wvhkli 10km/h",
"wvhkli 10km/h"), col = farbe, horizontal = TRUE, las =1, cex.axis=0.8, cex.lab=0.8, boxwex=
0.45,
xlab = "Winkel in °")
means=c(mean(mean_wvhkli_st[schmerzen == "j"]), mean(mean_wvhkli_st[schmerzen == "n"]),
mean(mean_wvhkli_7km[schmerzen == "j"]), mean(mean_wvhkli_7km[schmerzen == "n"]),
mean(mean_wvhkli_10km[schmerzen == "j"]), mean(mean_wvhkli_10km[schmerzen == "n"])
)
points( means, 1:6, pch=23, cex = 0.75, bg = 2)
text(means, 1:6-0.1, labels = formatC(means, format = "f", digits = 2), pos =1, cex=0.8 )

```

#Programmteil XII:

Explorative Analyse 1:13

```

chisq.test(schmerzen, sex, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katalter, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katgroesse, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katfusslaenge, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katos, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katus, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, kathuebeu, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katosus, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katf7, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katf10, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katf10d7, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, katlaufja, correct = FALSE)
chisq.test(schmerzen, lauwo, correct = FALSE)

```

#Programmteil XI:

Datenanalyse Test 1:1440

```

# Datenpfad ändern
setwd("/Users/markuslombardini/Documents/MARKUS~1/Diplomarbeit/Daten")

# einlesen der Daten
zsfg <- read.csv("ergebnisse zsfg.csv", header = TRUE, sep = ";", dec = ",", nrow = 28)
attach(zsfg)

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
  print(colnames(zsfg[it1]))
  print(colnames(zsfg[it2]))
  print(t.test(zsfg[,it1], zsfg[,it2], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
  print(colnames(zsfg[it1]))
  print(colnames(zsfg[it3]))
  print(t.test(zsfg[,it1], zsfg[,it3], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
  print(colnames(zsfg[it2]))
  print(colnames(zsfg[it3]))
  print(t.test(zsfg[,it2], zsfg[,it3], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
  it1 <- it1 + 1
  it2 <- it2 + 1
  it3 <- it3 + 1
}

```

```

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it2], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(t.test (zsfg[ ,it2], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = TRUE, conf.level = 0.95))
    it1 <- it1 +1
    it2 <- it2 +1
    it3 <- it3 +1
}

```

```

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it2], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it3], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(t.test (zsfg[ ,it2], zsfg [ ,it3], alternative = c("greater"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
    it1 <- it1 +1
    it2 <- it2 +1
    it3 <- it3 +1
}

```

```

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
  print (colnames (zsfg[it1]))
  print (colnames (zsfg[it2]))
  print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it2], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
  print (colnames (zsfg[it1]))
  print (colnames (zsfg[it3]))
  print(t.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
  print (colnames (zsfg[it2]))
  print (colnames (zsfg[it3]))
  print(t.test (zsfg[ ,it2], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
var.equal = FALSE, conf.level = 0.95))
  it1 <- it1 +1
  it2 <- it2 +1
  it3 <- it3 +1
}

```

```

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
  print (colnames (zsfg[it1]))
  print (colnames (zsfg[it2]))
  print(var.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it2], alternative = c("greater"), mu = 0,
paired = TRUE, conf.level = 0.95))
  print (colnames (zsfg[it1]))
  print (colnames (zsfg[it3]))
  print(var.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it3], alternative = c("greater"), mu = 0,
paired = TRUE, conf.level = 0.95))
  print (colnames (zsfg[it2]))
  print (colnames (zsfg[it3]))
  print(var.test (zsfg[ ,it2], zsfg [ ,it3], alternative = c("greater"), mu = 0,
paired = TRUE, conf.level = 0.95))
  it1 <- it1 +1
  it2 <- it2 +1
  it3 <- it3 +1
}

```

```

it1 <- 21
it2 <- 61
it3 <- 101
for (i in 1:40)
{
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print(var.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it2], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it1]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(var.test (zsfg[ ,it1], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
conf.level = 0.95))
    print (colnames (zsfg[it2]))
    print (colnames (zsfg[it3]))
    print(var.test (zsfg[ ,it2], zsfg [ ,it3], alternative = c("less"), mu = 0, paired = TRUE,
conf.level = 0.95))
    it1 <- it1 +1
    it2 <- it2 +1
    it3 <- it3 +1
}

```

```

it4 <- 21
for (i in 1:120)
{
    print (colnames (zsfg[it4]))
    print(t.test (zsfg[ ,it4][schmerzen == "j"], zsfg [ ,it4][schmerzen == "n"],
alternative = c("greater"), mu = 0, paired = FALSE, var.equal = FALSE,
conf.level = 0.95))
    it4 <- it4 +1
}

```

```

it4 <- 21
for (i in 1:120)
{
    print (colnames (zsfg[it4]))
    print(t.test (zsfg[ ,it4][schmerzen == "j"], zsfg [ ,it4][schmerzen == "n"],
alternative = c("less"), mu = 0, paired = FALSE, var.equal = FALSE,
conf.level = 0.95))
    it4 <- it4 +1
}

```

```

it5 <- 21
for (i in 1:120)
{
    print (colnames (zsfg [it5]))
    print(var.test (zsfg[ ,it5][schmerzen == "j"], zsfg [ ,it5][schmerzen == "n"],
alternative = c("greater"), mu = 0, paired = FALSE, conf.level = 0.95))
    it5 <- it5 +1
}

```

```

it5 <- 21
for (i in 1:120)
{
    print (colnames (zsfg [it5]))
    print(var.test (zsfg[ ,it5][schmerzen == "j"], zsfg [ ,it5][schmerzen == "n"],

```

```

alternative = c("less"), mu = 0, paired = FALSE, conf.level = 0.95))
  it5 <- it5 + 1
}

```

```

it4 <- 21
for (i in 1:120)
{
  print (colnames (zsfg[it4]))
  print(t.test (zsfg[,it4][schmerzen == "j"], zsfg[,it4][schmerzen == "n"],
alternative = c("greater"), mu = 0, paired = FALSE, var.equal = TRUE,
conf.level = 0.95))
  it4 <- it4 + 1
}

```

```

it4 <- 21
for (i in 1:120)
{
  print (colnames (zsfg[it4]))
  print(t.test (zsfg[,it4][schmerzen == "j"], zsfg[,it4][schmerzen == "n"],
alternative = c("less"), mu = 0, paired = FALSE, var.equal = TRUE,
conf.level = 0.95))
  it4 <- it4 + 1
}

```


8.2 Zusammenfassung

Der Laufsport hat in den letzten Jahren einen wahren Boom erlebt. Menschen mit unterschiedlichster Vita und konditionell, koordinativen Fähigkeiten laufen in ihrer Freizeit. Trotz der Unzahl an positiven Effekten zeigen auch viele Läuferinnen und Läufer Schmerzen die mit dem Laufen assoziiert werden. So könnte durchaus ein Teil dieser Schmerzen von Achsinstabilität her rühren, da sich dabei die Hebelverhältnisse für die Gelenke ungünstig ändern. Die Arbeit beschäftigt sich zum einen mit den in der Literatur angeführten Achsdeformitäten in der Statik, sowie jenen in der Bewegung des Laufens. Weiters wurde eine Studie durchgeführt um Achsabweichungen in der Dynamik mittels Bewegungsanalyse zu quantifizieren. Das Kollektiv, wurde in zwei Gruppen (Schmerzen beim Laufen und schmerzfreie Gruppe, $n_1=15$, $n_2=13$) eingeteilt. Die gemessenen Winkel der beiden Kollektive auf Unterschiede hinsichtlich der Mittelwerte und Varianzen geprüft.

Die Ergebnisse zeigten im Kollektiv der Schmerzpatient(inn)en ähnliche Werte, die jedoch in der Bewegung deutlich mehr streuten als jene der schmerzfreien Gruppe.

Die berechneten Instabilitäten während der Bewegung scheinen die Forderungen von Ärzten und Physiotherapeuten nach Beinachsentraining zu bestätigen.

8.3 Abstract

The number of runners has increased in the last few years. People with different backgrounds, condition and coordinative skills are running in their free time. Despite all benefits of running, many athletes have injuries associated with it. Many problems may be a result of limb malalignment, since due to the changing levers, the forces in the joint increase. This paper shows the different malalignments during the "normal" standing position and the running as described in the literature. It also described a study, which quantifies the malalignment during standing position and running. Two groups were built, one with pain during running ($n_1=15$) and a control group ($n_2=13$). The measured angles were tested about their differences with reference to the mean and variances.

The results showed that the angles for group one are very similar in the standing position, but they differ more during action, as do the angles of the group without pain.

These instabilities according to the study seem to confirm the claim of doctors and physiotherapists for more alignment-training by runners.

8.4 LEBENSLAUF

Persönliche Daten

Name: Markus Lombardini
Geburtsdatum: 14.03.1979
Geburtsort: Wien
Adresse: 2340 Mödling, Bozner Gasse 6
email: ml@flowsports.at



Schul Ausbildung

1985 - 1986 Volksschule, Möllersdorf, NÖ
1986 - 1989 Volksschule, Mödling, NÖ
1989 - 1993 Bundesgymnasium, Mödling, NÖ
1993 - 1998 HTL - Nachrichtentechnik, Mödling, NÖ

Reifeprüfung mit Auszeichnung absolviert

1998 - 1999 Präsenzdienst
seit 2000 Universität Wien: Studium
Sportwissenschaften/Prävention und Rekreation

Berufserfahrung

Seit Dezember 2007 FLOWSPORTS OG, Geschäftsführer
sportwissenschaftliche Betreuung

Seit April 2004 Holmes Place Health & Fitness Centres GmbH, Trainer,
Personal Trainer, Spinning, Schwimmkurse

Jänner – März 2004 Mandarin Marketing GmbH, ORF-Body Check
Leistungstests

Seit September 2002 Erster Wiener Donau Schwimm Club 1903, Trainer

2001 - 2005 Institut für Sportwissenschaften, Studienassistent
Bibliothek

März - Juni 2001 Institut für Sportwissenschaften, Tutor für
Angewandte EDV

Zusätzliche Qualifikationen:

Sprachen: Englisch, Spanisch (Grundkenntnisse)

Programmierkenntnisse: C++, Turbo Pascal, Assembler (8051, 8086, 8087, Z80, 68HC11, PIC)

Weiter EDV-Kenntnisse: HTML, Flash, R-Cran, Dartfish®

Führerschein: A,B,C

Lehrerausbildung Ashtanga-Yoga bei David Swenson

2007 Abschluss des Trainerkurses zum staatlich diplomierten Trainer
für Triathlon

2006 Abschluss des Trainerkurses zum staatlich diplomierten Trainer
für Schwimmen

2006 Abschluss des Trainergrundkurses der österreichischen
Trainerausbildung der BAfL Wien

2005 Abschluss Lehrwart für Schwimmen

2004 Abschluss Lehrwart für Triathlon

Spinning-Instruktor

Kampfrichter Wiener Landesschwimmverband

Hobbies/Interessen

Triathlon (Kurz-, Mittel-, Langdistanz)