

DIE BEDEUTUNG DER SUBTALAREN GELENKACHSE UND DER
FUßANATOMIE FÜR DIE ENTSTEHUNG VON ÜBERLASTUNGSFOL-
GEN DER UNTEREN EXTREMITÄT IM SPORT

- EINE EMPIRISCHE UNTERSUCHUNG ZU INDIVIDUELLEN
RISIKOFAKTOREN.

DISSERTATION

Von der Fakultät für Wirtschafts- und Sozialwissenschaften der
Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktors der
Philosophie (Dr. phil) genehmigte Abhandlung

Vorgelegt von:

CLAUDIA ANITA REULE

aus Ludwigsburg

Hauptberichter: PROF. DR. W. ALT

Mitberichter: PD DR. R. BRACK

Tag der Mündlichen Prüfung: 05. Mai 2010

INSTITUT FÜR SPORT- UND BEWEGUNGSWISSENSCHAFT
UNIVERSITÄT STUTTGART

2010

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	III
Tabellenverzeichnis	VI
Abkürzungsverzeichnis	VIII
Zusammenfassung.....	IX
Abstract.....	XI
1 Einleitung.....	1
2 Theoretische Grundlagen und Forschungsstand.....	3
2.1 Theoretische Grundlagen der Fuß und Sprunggelenkanatomie	4
2.2 Stand der Forschung: Laufspezifische Verletzungen und Ursachenanalyse	11
2.3 Stand der Forschung: subtalare Gelenkachse.....	17
3 Problem- und Fragestellung	25
4 Material und Methoden.....	30
4.1 Probandenstichprobe	30
4.2 Anamnese	30
4.3 Laufbandanalyse.....	32
4.3.1 Plantare Druckverteilung	32
4.3.2 Videoanalyse	34
4.3.3 Ablauf der Laufbandanalyse	35
4.4 Auswertung und Messgrößen	35
4.4.1 Bestimmung des Arch Index	35
4.4.2 Bestimmung des Achillessehnenwinkels	37
4.4.3 Bestimmung des Gangwinkels	38
4.5 Ultraschallbasiertes Verfahren zur Bestimmung der Sprunggelenkachsen	40
4.5.1 Festlegen des Tibia-Koordinaten-Systems	41
4.5.2 Befestigung der Marker.....	43
4.5.3 Ablauf der Messung.....	45
4.5.4 Auswertung der Achsdaten.....	46
4.6 Statistische Analyse.....	47
4.7 Methodendiskussion und Fehlerbetrachtung	49
4.7.1 Probandenstichprobe.....	49
4.7.2 Anamnese.....	50
4.7.3 Laufbandanalyse	50
4.7.4 Determination der Sprunggelenkachsen.....	53
4.7.5 Statistische Analyse	55
5 Ergebnisse	56
5.1 Anamnese	56

5.1.1	Probandenstichprobe und Anthropometrie	56
5.1.2	Verletzungsinzidenz.....	57
5.1.3	Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen.....	59
5.1.4	Trainingsgewohnheiten	62
5.2	Laufbandanalyse.....	65
5.2.1	Arch Index	65
5.2.2	Achillessehnenwinkel.....	68
5.2.3	Gangwinkel.....	70
5.3	Die subtalare Gelenkachse	72
5.4	Zusammenhänge der Parameter.....	76
5.4.1	Zusammenhang zwischen Fußform und Achillessehnenwinkel.....	76
5.4.2	Zusammenhang zwischen Fußform und Gangwinkel.....	77
5.4.3	Zusammenhang zwischen Fußform und Subtalarachse.....	78
5.4.4	Korrelationen.....	79
5.5	Multivariate Analyse.....	80
6	Diskussion der Ergebnisse	85
6.1	Anamnese	85
6.1.1	Probandenstichprobe und Anthropometrie	85
6.1.2	Verletzungsinzidenz.....	86
6.1.3	Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen.....	87
6.1.4	Trainingsgewohnheiten	87
6.2	Laufbandanalyse.....	89
6.2.1	Arch Index	89
6.2.2	Achillessehnenwinkel.....	89
6.2.3	Gangwinkel.....	90
6.3	Die subtalare Gelenkachse	92
6.4	Zusammenhänge der Parameter.....	97
6.5	Multivariate Analyse.....	98
6.6	Zusammenfassung der Diskussionsergebnisse	100
7	Fazit und Ausblick	103
	Literaturverzeichnis	106
	Nachwort.....	114
	Lebenslauf.....	115
	Erklärung.....	116

Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung 1: Die Abfolge der Prävention von Sportverletzungen (van Mechelen, 1992)</i>	3
<i>Abbildung 2: Rechtes Fußskelett in der Aufsicht.</i>	5
<i>Abbildung 3: Distaler Teil des rechten Unterschenkels und des Rückfußes von dorsal.</i>	6
<i>Abbildung 4: Gelenkflächen eines rechten subtalaren Gelenks nach Abnahme des Sprungbeins in der Ansicht von oben (Gray, 1918).</i>	7
<i>Abbildung 5: Zeichnung einer präparierten Achillessehne und der sie bildenden Muskelanteile. Ansicht von posterior. 1: M. gastrocnemius medialis. 2: M. gastrocnemius lateralis. 3: M. soleus. 3a: Sehnenfasern des M. soleus. 4: Aponeurosis des M. soleus. 5: Fascikel des M. gastrocnemius medialis. (Szaro et al., 2009)</i>	9
<i>Abbildung 6: Arteriografische Darstellung der Gefäßversorgung im Bereich der Achillessehne eines Präparats. Die rot markierten Bereiche zeigen die von der Arteria peronea fibularis und die nicht markierten Bereiche die von der Arteria tibialis posterior versorgten Bereiche. Modifiziert nach (Chen et al., 2009).</i>	10
<i>Abbildung 7: Darstellung der räumlichen Orientierung der STA mit Hilfe des Inklinationwinkels (α) und des Deviationswinkels(β).</i>	18
<i>Abbildung 8: Aufpunkt der subtalaren Gelenkachse. Modifiziert nach: (Goto et al. 2009).</i>	19
<i>Abbildung 9: Rechtes Sprunggelenk mit STA von posterior. Zeigt den Abstand zwischen der Achillessehne und dem Durchstoßpunkt der STA durch die Haut.</i>	26
<i>Abbildung 10: Teilbewegungen der Pronationsbewegung und die dadurch bedingten Bewegungen des calcanearen Ansatzes in drei Ebenen: Eversionsbewegung des Calcaneus (links) mit Bewegung des calcanearen Ansatzes in der Frontalebene, Abduktionsbewegung des Vorfußes (mitte) mit Bewegung des cA in der Transversalebene und Dorsalflexion des Fußes (rechts) mit Bewegung des cA in der Sagittalebene.</i>	27
<i>Abbildung 11: Echtzeit-Darstellung einer dynamischen Kraftanalyse. Plantare Druckverteilung mit farbcodiertem Abdruck eines rechten Fußes (links), dazugehörige Videodarstellung (rechts oben) und Bodenreaktionskraftkurven des linken und rechten Fußes (rechts unten) (Zebris Technologie©).</i>	33
<i>Abbildung 12: Markierungen im Verlauf der Achillessehne zur Bestimmung der Pronationsbewegung beim Gehen.</i>	34
<i>Abbildung 13: Bestimmung der Rückfuß-, Mittelfuß- und Vorfußfläche als Grundlage für die Berechnung des Arch Index eines linken Fußes nach Cavanagh (1987).</i>	36
<i>Abbildung 14: Bodenreaktionskraftkurve mit gekennzeichnetem Touch-Down und Midstance.</i>	37
<i>Abbildung 15: Achillessenenwinkel β medial eines linken Fußes.</i>	38
<i>Abbildung 16: Positiver Gangwinkel eines linken Fußes als der Winkel zwischen Fußhalbierender und Gangrichtung.</i>	39
<i>Abbildung 17: Anordnung von Empfänger (a) und Sendern (b) des Ultraschallmesssystems an einem rechten Unterschenkel in maximaler Dorsalflexion.</i>	40
<i>Abbildung 18: Oberflächenabtaststift mit integrierten Ultraschallsendern (Zebristechnologie©).</i>	42
<i>Abbildung 19: Festlegen der Punkte A bis C und E bis G an einem rechten Bein zur Bestimmung des Tibia-Koordinaten-Systems und der OSGA.</i>	43
<i>Abbildung 20: Ultraschallempfänger und Tibiabefestigung (modifizierte Zebristechnologie©).</i>	44
<i>Abbildung 21: Ultraschallsenderbefestigung an einem rechten Fuß (Ultraschallsender: Zebristechnologie©).</i>	45

Abbildung 22: Bestimmung der Sprunggelenkachsen eines rechten Fußes. Fuß in maximaler Dorsalflexion (A), sowie gleichzeitiger maximaler Eversion (B) und maximaler Inversion (C). _____	46
Abbildung 23: Prozentuale Verteilung der Verletzungen bezogen auf die Lokalisation und aufgeschlüsselt nach Männlich und Weiblich. Signifikante Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests sind mit * ($p < 0,05$) gekennzeichnet. _____	57
Abbildung 24: Mittlere Abstände der medialen Condylen und Malleolen aller Frauen und aller Männer. _____	60
Abbildung 25: Mittlere Abstände der medialen Condylen und Malleolen aller Läufer und aller Sportsportler. _____	60
Abbildung 26: Mittlere Abstände der medialen Condylen der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen und nicht betroffenen Personen. _____	61
Abbildung 27: Mittlere Abstände der medialen Malleolen der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen und nicht betroffenen Personen. _____	61
Abbildung 28: Mittlere Laufdistanz in km/Woche aller Probanden, der Männer und der Frauen. Im t-Test für unabhängige Stichproben hochsignifikante Ergebnisse sind mit ** gekennzeichnet. _____	63
Abbildung 29: Laufdistanz [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich. Im t-Test für unabhängige Stichproben signifikante Ergebnisse sind mit *, hochsignifikante mit ** gekennzeichnet. _____	63
Abbildung 30: Laufdistanz der Läufer [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich. Im t-Test für unabhängige Stichproben signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet. _____	64
Abbildung 31: Laufdistanz der Sportsportler [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich. _____	65
Abbildung 32: Häufigkeiten der verschiedenen Fußformen des linken Fußes, des rechten Fußes aller Probanden und Gesamt. _____	66
Abbildung 33: Arch Index des rechten und linken Fußes sowie des rechten und linken Fußes gemeinsam, jeweils unterteilt in Frauen und Männer. _____	67
Abbildung 34: Arch Index des rechten und linken Fußes sowie des rechten und linken Fußes gemeinsam, jeweils unterteilt in Läufer und Sportsportler. _____	67
Abbildung 35: Arch Index von an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Personen. _____	68
Abbildung 36: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz ($\Delta\beta$) des rechten und linken Fußes aller Frauen und aller Männer. _____	69
Abbildung 37: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz ($\Delta\beta$) des rechten und linken Fußes aller Läufer und aller Sportsportler. _____	69
Abbildung 38: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Probanden. _____	70
Abbildung 39: Mittlerer Gangwinkel aller Männer und Frauen des jeweils rechten und linken Fußes sowie gesamt. Im Man-Whitney-U-Test hochsignifikante Ergebnisse sind mit ** gekennzeichnet. _____	71
Abbildung 40: Mittlerer Gangwinkel aller Läufer und Sportsportler des jeweils rechten und linken Fußes sowie gesamt. _____	71
Abbildung 41: Mittlerer Gangwinkel der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/ verletzten und unverletzten Probanden. _____	72
Abbildung 42: Achillessehnenwinkel bei Touch-Down und Midstance sowie der Achillessehnenwinkeldifferenz $\Delta\beta$ verschiedener Fußformen. _____	76
Abbildung 43: Zusammenhang zwischen Fußform und Gangwinkel. _____	77

<i>Abbildung 44: Zusammenhang zwischen Fußform und Inklinationswinkel. Im Kruskal-Wallis-Test signifikante Unterschiede sind mit *, hochsignifikante mit ** gekennzeichnet.</i>	78
<i>Abbildung 45: Zusammenhang zwischen Fußform und Deviationswinkel.</i>	79
<i>Abbildung 46: Traglinien (mechanische Achse) an einem Genu valgum (links), einem normalen Beinskelett (mitte) und einem Genu varum (rechts). Modifiziert nach: (Kummer, 2005).</i>	99

Tabellenverzeichnis

<i>Tabelle 1: Ergebnisse zur räumlichen Orientierung der STA aus der Literatur (modifiziert nach Alt, 2001 und Hochwald, 2006).</i>	21
<i>Tabelle 2: Erfasste Daten bezüglich der Anthropometrie und der Trainingsgewohnheiten. (Die mit * gekennzeichneten Angaben wurden lediglich bei Langstreckenläufern erhoben.)</i>	31
<i>Tabelle 3: Abgefragte Verletzungen der unteren Extremität</i>	32
<i>Tabelle 4: Klassifikation der Fußform mit Hilfe des Arch Index nach Cavanagh (1987)</i>	36
<i>Tabelle 5: anthropometrische Daten aller Probanden, aufgeschlüsselt nach Frauen und Männern, sowie Läufern und Spisportlern.</i>	56
<i>Tabelle 6: Häufigkeit der verletzten Strukturen/Verletzungen aller Probanden, der Frauen und der Männer. Signifikante ($p < 0,05$) Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests bezüglich der Geschlechterdifferenz sind mit *, hochsignifikante ($p < 0,001$).</i>	58
<i>Tabelle 7: Häufigkeit der verletzten Strukturen/Verletzungen aller Probanden, der Läufer und der Spisportler. Signifikante ($p < 0,05$) Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests bezüglich der Sportartdifferenz sind mit *, hochsignifikante ($p < 0,001$) mit ** gekennzeichnet.</i>	59
<i>Tabelle 8: Mittlerer Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen.</i>	59
<i>Tabelle 9: Anamnetisch erfasste Angaben zu den Trainingsgewohnheiten aller Probanden und der Läufer sowie der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen/ verletzten Personen.</i>	62
<i>Tabelle 10: Mittlerer Arch Index aller Probanden sowie des rechten und des linken Fußes.</i>	66
<i>Tabelle 11: Achillessehnenwinkel des linken und des rechten Fußes bei Touchdown und Midstance sowie Achilles-sehnenwinkeldifferenz gesamt</i>	68
<i>Tabelle 12: Mittelwert und Standardabweichung, Minimum sowie Maximum des Gangwinkels aller Probanden sowie des linken und rechten Fußes.</i>	70
<i>Tabelle 13: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse aller Probanden.</i>	72
<i>Tabelle 14: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse aller Männer und aller Frauen.</i>	73
<i>Tabelle 15: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/ verletzten und unverletzten Probanden.</i>	74
<i>Tabelle 16: Differenz des Inklinations- und des Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse des rechten und linken Fußes.</i>	74
<i>Tabelle 17: Differenz des Inklinations- und des Deviationswinkels der subtalaren Gelenkachse der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/ verletzten und unverletzten Probanden.</i>	75
<i>Tabelle 18: Korrelationsmatrix der unabhängigen Variablen Inklinations- und Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse, Arch Index, Gangwinkel, Achillessehnenwinkeldifferenz, Abstand der Malleolen und Abstand der Condylen</i>	79
<i>Tabelle 19: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „An der Achillessehne betroffen/nicht betroffen“</i>	80
<i>Tabelle 20: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable: An der Achillessehne betroffen/ nicht betroffen.</i>	81
<i>Tabelle 21: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „An der Achillessehne betroffen/nicht betroffen“</i>	81
<i>Tabelle 22: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“</i>	82

<i>Tabelle 23: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“.</i>	82
<i>Tabelle 24: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“.</i>	83
<i>Tabelle 25: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.</i>	83
<i>Tabelle 26: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.</i>	84
<i>Tabelle 27: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.</i>	84

Abkürzungsverzeichnis

<i>AC</i>	<i>Abstand Condylen</i>
<i>AI</i>	<i>Arch Index</i>
<i>AM</i>	<i>Abstand Malleolen</i>
<i>AS</i>	<i>Achillessehne</i>
<i>BMI</i>	<i>Body Mass Index</i>
<i>cA</i>	<i>calcaneärer Ansatz der Achillessehne</i>
<i>CoP</i>	<i>Center of Pressure</i>
<i>cÜF</i>	<i>Chronische Überlastungsfolge</i>
<i>df</i>	<i>Freiheitsgrad</i>
<i>GW</i>	<i>Gangwinkel</i>
<i>Lig.</i>	<i>Ligamentum</i>
<i>M.</i>	<i>Musculus</i>
<i>MRT</i>	<i>Magnetresonanz Tomographie</i>
<i>MS</i>	<i>Midstance</i>
<i>OSG</i>	<i>Oberes Sprunggelenk</i>
<i>OSGA</i>	<i>Obere Sprunggelenkachse</i>
<i>ROM</i>	<i>Range of Motion</i>
<i>SG</i>	<i>Sprunggelenk</i>
<i>Sig</i>	<i>Signifikanz</i>
<i>STA</i>	<i>Subtalare Gelenkachse</i>
<i>STG</i>	<i>Subtalares Gelenk</i>
<i>TD</i>	<i>Touchdown</i>
$\Delta\beta$	<i>Achillessehnenwinkeldifferenz</i>
β_{TD}	<i>Achillessehnenwinkel bei Touchdown</i>
β_{MS}	<i>Achillessehnenwinkel bei Midstance</i>

Zusammenfassung

Chronische Überlastungsfolgen (cÜF) stellen im Spitzen- und Breitensport, speziell im Langstreckenlaufen ein großes Problem dar. Insbesondere die Achillessehne liegt mit einer Verletzungshäufigkeit zwischen 16 und 23 % im Fokus der Forschung. Mögliche Ursachen sind zahlreich, jedoch bis heute nicht eindeutig geklärt. In der Diagnostik individueller prädisponierender Faktoren ist ein Forschungsdefizit zu sehen. In dieser Arbeit werden mittels eines Ultraschallmesssystems zur Bestimmung der subtalaren Gelenkachse die individuellen anatomischen Variationen im Bereich des Sprunggelenks in speziellen Kollektiven in-vivo aufgeklärt und retrospektiv die Relation zu cÜF empirisch erhellt. Eine Laufbandanalyse liefert weitere individuelle Merkmale, die ebenfalls in Beziehung zu den Verletzungen und den anatomischen Variationen im Bereich des Sprunggelenks gebracht werden.

Mittels eines 3-D-Bewegungsanalyse-Verfahrens auf Ultraschallbasis (Zebris®) wurden die Achsen des talocalcanealen Gelenks in-vivo und in Echtzeit bestimmt. Zusätzlich wurden der Arch-Index und der Gangwinkel mit Hilfe eines Laufbandes mit plantarer Druckverteilung ermittelt (Zebris®). Mittels Videoanalyse wurde die Pronationsbewegung anhand des Achillessehnenwinkels gemessen. Bisherige Verletzungen, Beinachsen, Trainingsumfang und -intensität wurden per Anamnese erfasst. Es wurden Langstreckenläufer mit einer Laufleistung von mindestens 25 km pro Woche und 3 Jahren Lauferfahrung sowie Spielsportler in die Studie aufgenommen. 495 Personen wurden untersucht und davon 307 eingeschlossen.

69 % der 307 Probanden waren bereits verletzt. 21 % der Verletzungen waren am Sprunggelenk, 21 % am Kniegelenk und 15 % an der Achillessehne lokalisiert. Es konnten keine eindeutigen Zusammenhänge zwischen der Entstehung von cÜF und Parametern der Laufbandanalyse festgestellt werden. Von 614 gemessenen Subtalarachsen wurde ein mittlerer Inklinationswinkel von $42^\circ \pm 16^\circ$ und ein mittlerer Deviationswinkel von $11^\circ \pm 23^\circ$ berechnet. Es konnte ein signifikanter Mittelwertunterschied zwischen dem mittleren Deviationswinkel bei Personen mit Überlastungssymptomen an der Achillessehne ($18^\circ \pm 23^\circ$) und Personen ohne ($10^\circ \pm 23^\circ$) mittels t-Test für unabhängige Stichproben festgestellt werden ($p=0,002$). Mit Hilfe der multivariaten Analyse wurden der Deviationswinkel, der Gangwinkel und die wöchentlich gelaufene Distanz als gering positive Einflussfaktoren für Achillessehnenbeschwerden und der Abstand der medialen Malleolen als gering positiver sowie die wöchentliche Laufdistanz als gering negativer Einflussfaktor für laterale Kapselbandverletzungen identifiziert.

Die Ergebnisse zeigen, dass die subtalare Gelenkachse, speziell der Deviationswinkel, einen Einfluss auf die Entstehung von cÜF zu haben scheint. Insbesondere Achillessehnenbeschwerden können möglicherweise mit Hilfe der Kenntnis über die Wirkung des Deviationswinkels auf die mechanische Belastung der Achillessehne besser aufgeklärt werden. Außerdem ist erkennbar, dass die hier ausgewählten Parameter nur zu

einem kleinen Teil geeignet scheinen, das komplexe Problem der Entstehung von cÜF zu erklären.

Abstract

Chronic overuse injuries (COI), especially those at the Achilles tendon, are of major importance to athletes, especially high performance athletes. Little is known about the diagnostics of predisposing factors. Therefore, the aim of this study is to identify the relationship between individual anatomical factors of the subtalar-joint and COI by means of a measurement system for the determination of spatial orientation of the subtalar-joint-axis (STA) and a treadmill-analysis.

An ultrasonic pulse-echo based measurement system (Zebris®) determines the spatial orientation of STA in-vivo and in real-time. Arch-index and the angle of gait will also be determined by a treadmill that enables plantar pressure measurement (Zebris®). Video-analysis will allow for analysis of the rolling motion of the foot while walking. Information about previous injuries, the mechanical axis and running performance was collected with a questionnaire. Measurements were taken from 495 subjects, mainly including long distance runners with a running performance of at least 25 km per week and a running history of 3 years and athletes from team sports. From all the test subjects, 307 subjects were included.

Of the 307 subject group, 69 % had been previously injured. A total of 664 injuries were counted. From all the injuries, 21 % were located at the ankle, 21 % at the knee and 15 % at the Achilles tendon. We were not able to find a clear relationship between the parameters of treadmill-analysis and COI. The average of the inclination angle of 614 STA was $42^\circ \pm 16^\circ$ with a deviation angle of $11^\circ \pm 23^\circ$. There was a significant ($p= 0.002$) mean difference between the deviation angle of subjects with Achilles tendon problems ($18^\circ \pm 23^\circ$) and subjects without ($10^\circ \pm 23^\circ$). By means of multivariate analysis, we were able to identify the deviation angle, the running distance and the angle of gait as positive factors for Achilles tendon problems. The distance between the medial malleolus was found as a positive factor for lateral ankle sprains and the running distance as a negative factor for lateral ankle sprains.

The results showed that the deviation angle predicts the incidence of COI. With the knowledge of the effect of deviation angle on the mechanical load of the Achilles tendon, it is possible to better understand the incidence of Achilles tendon problems. It is noticeable that the anatomical parameters of the lower extremity such as foot-type, angle of gait, STA and mechanical axis are interrelated, but these relations are not resolved in this study. Only some of the parameters chosen for this study seem to be able to describe the incidence of COI.

*„There is no sadder sight in the world than to see a beautiful theory killed
by a brutal fact.“*

(Thomas Henry Huxley)

1 Einleitung

„Gegenwärtig werden große Anstrengungen unternommen, zur Leistungssteigerung von Athleten Ausrüstung und Material immer weiter zu verbessern. In keinem Verhältnis stehen dagegen die Anstrengungen, diese Investitionen auch auf die Vermeidung von Sportverletzungen zu beziehen. Gleichzeitig erweist sich der Spitzensport auch aus finanziellen Gründen heute als derart attraktiv, dass viele Sportler versuchen, mangelndes Talent mit übertriebener Trainingsintensität zu kompensieren. So erklärt sich eine weiterhin hohe Inzidenz von Sportverletzungen [...]. Zukünftige Maßnahmen müssen daher darauf zielen, Aufklärungsprogramme über Risikosituationen zu installieren, sowie Sportler und Sportverantwortliche von der Bedeutung der Prävention auf dem Gebiet der Sportverletzungen zu überzeugen“

(Eriksson, 2000, S. 969).

Der Autor des Zitates betont die Bedeutung der Prävention von Sportverletzungen im Spitzen- und Breitensport. Auch die nachfolgenden Zahlen sprechen für sich und unterstreichen ferner die Aussage Erikssons, welcher vehement dazu auffordert das Bewusstsein für eine zielgerichtete Verletzungsprophylaxe zu stärken.

Allein in Deutschland treten pro Jahr 1,25 Millionen therapiepflichtige Sportverletzungen auf (Henke & Gläser, 2000). Etwa 60 Prozent aller Sportverletzungen betreffen die untere Extremität. Besonders betroffen sind das Sprunggelenk mit 10 bis 28 Prozent und das Kniegelenk mit 12 bis 36 Prozent (Menke & Stern, 1997; Renström, 2000). Die Verletzungsrate der Achillessehnen lag 1999 bereits zwischen 16,5 % und 23,7 % (Mayer & Grau, 1999). Inwiefern sportliche Belastungen und die damit in Zusammenhang stehenden chronischen und akuten Überlastungsfolgen zu dauerhaften Schäden am Bewegungsapparat führen ist kaum abzuschätzen.

Verletzungen und Überlastungen im Sport können auf Grundlage des Verletzungsmechanismus und des Beginns der Symptomatik in akute Sportverletzungen und chronische Überlastungsfolgen (cÜF) unterteilt werden (Bahr, 2004). Bei laufbetonten Sportarten spielen chronische Überlastungsfolgen zunehmend eine bedeutende Rolle. Beim Laufsport sind bis zu 80 % der auftretenden Verletzungen chronischer Natur. Häufig betroffen sind die das Kniegelenk umgebenden Strukturen und die Achillessehne. Die Erforschung der Ursachen für die Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen stellen für die biomechanische und sportmedizinische Forschung nach wie vor eine Herausforderung dar.

Überlastungsverletzungen entstehen durch wiederholte Überbelastungen einer Struktur oder eines Gewebes, die dort zu mikroskopischen Verletzungen führen (Peterson & Renström, 2002). Verschiedene intrinsische oder extrinsische Faktoren können zu einer erhöhten Verletzungsanfälligkeit der Gewebe führen (Peterson & Renström, 2002),

indem sie die Belastbarkeit herabsetzen und damit das Verhältnis von Belastung zu Belastbarkeit zu einer unphysiologischen Beanspruchung der Strukturen ansteigen lassen. Welche diese Faktoren sind, lässt sich nach wie vor nicht zweifelsfrei belegen. Es zeigt sich aber, dass es sich bei dem Problem der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen um ein mehrfaktorielles Problem zu handeln scheint.

Häufig diskutiert werden in diesem Zusammenhang anatomische Merkmale der unteren Extremität, wie Fußform, Pronationsbewegung oder die Beinachse. Bisher konnten jedoch weder singuläre noch mehrfaktorielle Ursache-Wirkungsbeziehungen identifiziert werden.

Es liegt die Vermutung nahe, dass die Anatomie des Fuß- und Sprunggelenks als die Gewicht tragende Struktur maßgeblich an der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen der unteren Extremität beteiligt ist. Merkmale der Sprunggelenkanatomie und speziell die Lage der subtalaren Gelenkachse (STA) wurden, obgleich häufig als verletzungsauslösend diskutiert, in den bisherigen Studien vernachlässigt. Methodischen Restriktionen ist es anzulasten, dass die Bestimmung der subtalaren Gelenkachse nicht in ausreichend großer Stichprobe möglich war, um Beziehungen zu Überlastungen einzelner Strukturen herstellen zu können.

In Ermangelung eines geeigneten Verfahrens wurde an der Universität Stuttgart von Hochwald (2006) ein solches Verfahren entwickelt, jedoch bisher nicht zur Erfassung einer großen Stichprobe eingesetzt. Unter Anwendung dieses Verfahrens wird es möglich, die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse zu bestimmen und in einen komplexen multivariaten Ansatz zu integrieren. Somit können die bisher bereits erfassbaren individuellen anatomischen Variationen der Fuß- und Sprunggelenkanatomie durch die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse ergänzt werden. Ziel dieser Studie ist es, diese individuellen anatomischen Variationen in speziellen Kollektiven an einer großen Stichprobe aufzuklären und retrospektiv die Relation zu chronischen Überlastungsfolgen, insbesondere der Achillessehne, empirisch zu erhellen.

2 Theoretische Grundlagen und Forschungsstand

Zum Zweck die Inzidenz von Sportverletzungen zu reduzieren entwickelte van Mechelen ein vierstufiges Modell (van Mechelen, 1992, vgl. Abbildung 1). Nach diesem Modell steht die Ermittlung der Verletzungsursache direkt nach der Identifikation und Beschreibung der Verletzungsinzidenzen und des Schweregrades an oberster Stelle. Erst nachdem die Risikofaktoren und die Verletzungsmechanismen aufgedeckt sind, ist das Einleiten effektiver präventiver Maßnahmen möglich. Es sollen in dieser Studie Risikofaktoren laufbetonter Sportarten untersucht werden. Besonderes Augenmerk wird auf die intrinsischen, individuellen Risikofaktoren gelegt.

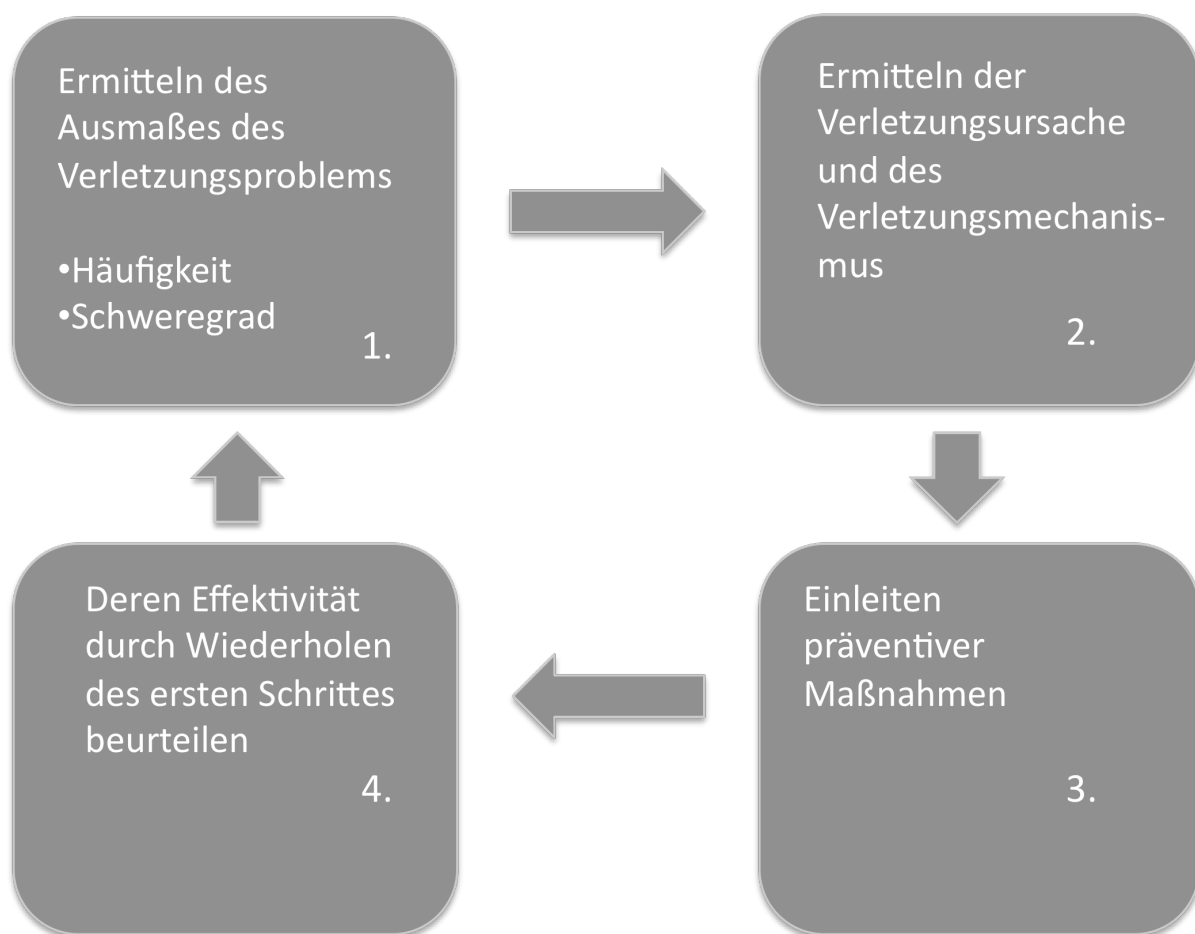


Abbildung 1: Die Abfolge der Prävention von Sportverletzungen (van Mechelen, 1992)

2.1 Theoretische Grundlagen der Fuß und Sprunggelenkanatomie

Der menschliche Fuß- und Sprunggelenkkomplex besteht aus 26 Knochen, 2 Sesambeinen, circa 100 Bändern und 30 Muskeln. In der systematischen Anatomie wird der Fuß nach der Lage seiner Skelettelemente in Fußwurzel (Tarsus), Mittelfuß (Metatarsus) und Zehen (Digiti) unterteilt. Funktionell wird er in den Vor- und Rückfuß zergliedert. Der Rückfuß beinhaltet den Bereich vom oberen Sprunggelenk bis zur Lisfrancschen Gelenklinie und der Vorfuß beginnt an den Basen der Mittelfußknochen und endet an den Spitzen der Phalanges distales der Zehen (vgl. Abbildung 2, Rauber & Kopsch, 2003). Beim Menschen hat der Fuß die Funktion, das Teilkörpergewicht im Stand und während der Fortbewegung aufzunehmen. Die Skelettelemente, welche den Hauptanteil der Druckkräfte aufnehmen, sind beim menschlichen Fuß besonders massiv ausgebildet. Dies trifft insbesondere für den Talus, den Calcaneus und das Os naviculare zu (Rauber & Kopsch, 2003). Der menschliche Fuß zeigt eine Längswölbung, die durch das Anheben der Fußwurzelknochen zustande kommt. Die Abstützzonen beschränken sich damit auf den Calcaneus und die Köpfe der Mittelfußknochen. Das Fußgewölbe wird durch Muskeln und Bänder, wie die Aponeurosis plantaris und das Lig. plantare longum verspannt. Die Form des Fußgewölbes ist sehr variabel. Als normal wird ein Fußgewölbe angesehen, wenn ein Abdruck deutlich die Gewölbestruktur und die oben erwähnten Stützflächen zeigt (Palme, Grimm, & Michiels, 2000), wobei ein bogenförmiger Abschnitt des medialen Fußrandes zwischen Os metatarsale I und medialem Calcaneus nie den Boden berührt.

Als mehr oder weniger pathologisch werden Fußgewölbe bezeichnet, die von der normalen Gewölbeform abweichen. Im Falle eines Plattfußes (Pes planus) vergrößert sich die Unterstützungsfläche, das Längsgewölbe sinkt ein, die Tarsalknochen haben vollständigen Bodenkontakt und die Spannkraft des Fußgewölbes geht verloren. Der Fuß tritt häufig in Plantarflexion und Valgumstellung auf und von Touch Down bis Midstance kann eine vermehrte Innenrotation der Tibia beobachtet werden (Hohmann, 2006). Als Ursache wird häufig eine allgemeine Bandlaxizität, verbunden mit schlecht ausgebildeter Fußmuskulatur angesehen (Palme et al., 2000). Bei Kindern bis zum dritten Lebensjahr kann ein nicht sichtbares Fußgewölbe aufgrund eines ausgeprägten Fettpolsters jedoch als physiologisch angesehen werden.

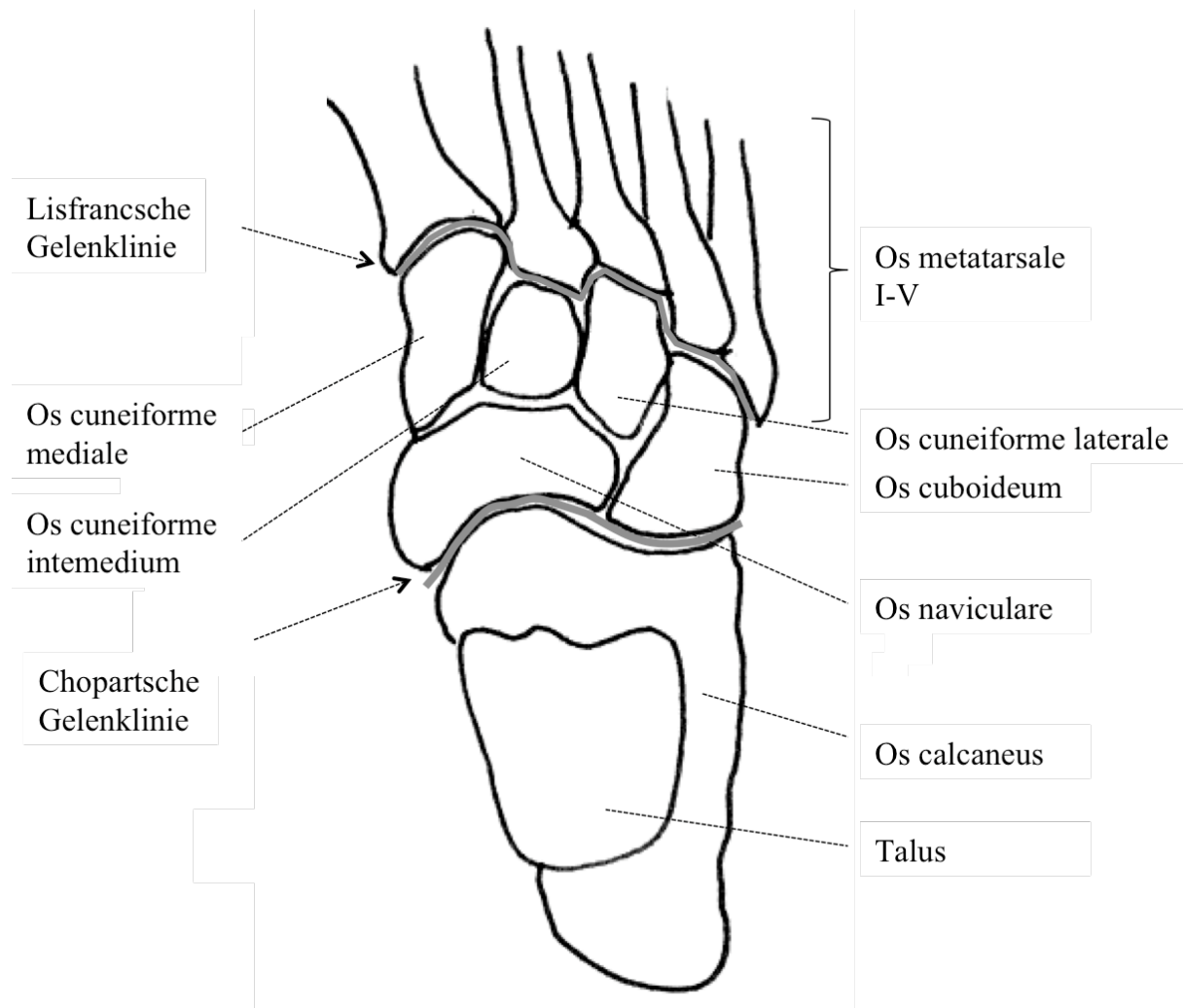


Abbildung 2: Rechtes Fußskelett in der Aufsicht.

Ein höheres Fußgewölbe als das des Normalfußes wird als Hohlfuß (Pes cavus) bezeichnet. Handelt es sich um eine pathologische Erscheinung, hat sich diese meist bereits bis zum Abschluss des ersten Lebensjahrzehnts entwickelt (Palme et al., 2000). Häufig tritt beim Hohlfuß ein deutlich erhöhtes Längsgewölbe in Kombination mit einer Supination des Rückfußes und einer gleichzeitigen Pronation des Vorfußes auf. Ebenfalls kann als typischer Befund gleichzeitig ein verbreiteter Vorfuß (Spreizfuß) diagnostiziert werden. Als Ursache wird meist von muskulären Dysbalancen gesprochen (Palme et al., 2000). Ein Hohlfuß ist durch eine zunehmend starre Mechanik gekennzeichnet, wodurch die Energieabsorption reduziert ist und damit die beim Laufen auftretenden Kräfte von den Knochen und umgebenden Weichteilen abgefangen werden müssen (Hohmann, 2006).

Zwei bedeutende Gelenke des Fußes stellen das obere und untere Sprunggelenk dar. Das obere Sprunggelenk (Articulatio talocruralis) bildet die Verbindung zwischen Un-

terschenkel und Fuß. Es wird von den distalen Anteilen von Tibia und Fibula sowie dem Talus gebildet und ermöglicht 20 bis 30° Dorsalflexion und 40 bis 50° Plantarflexion. Tibia und Fibula sind an ihrem distalen Ende durch die Syndesmosis tibiofibularis verbunden und bilden so die Malleolengabel, welche den Talus seitlich umfasst und in maximaler Dorsalflexion fixiert (Hicks, 1953; Alt, 2001; Lewis et al., 2009) (vgl. Abbildung 3).

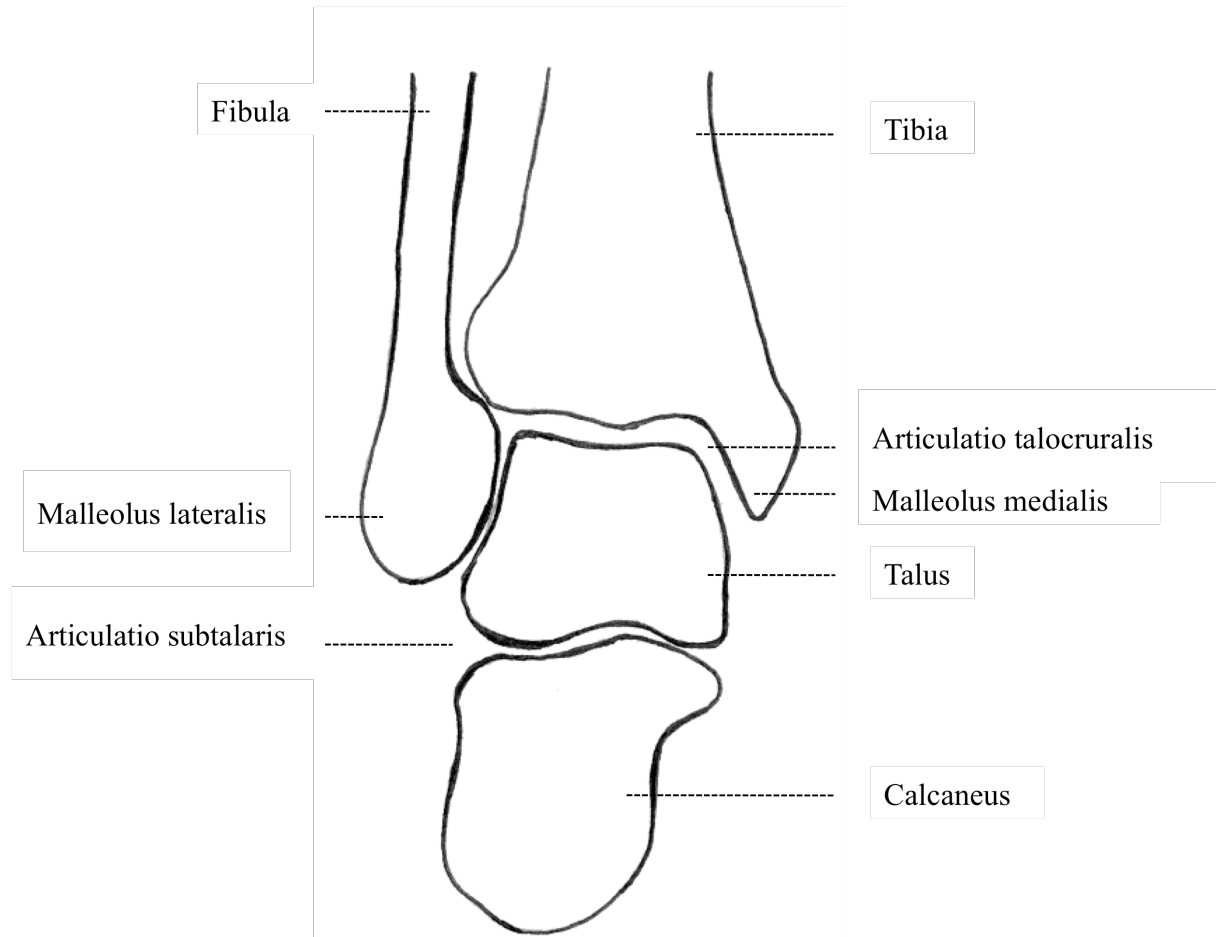


Abbildung 3: Distaler Teil des rechten Unterschenkels und des Rückfußes von dorsal.

Das untere Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis) ist die Zusammenfassung der gelenkigen Verbindungen des Talus mit dem Calcaneus und dem Os naviculare unter funktionellen Gesichtspunkten. Anatomisch besteht das subtalare Gelenk aus zwei vollständig durch Gelenkkapseln voneinander getrennten Gelenken. Die Articulatio subtalaris bildet die hintere Kammer des Articulatio talotarsalis (vgl. Abbildung 4). In ihr artikuliert die hintere konkave Unterfläche des Talus (Facies articularis calcanea posterior) mit der konvexen Facies articularis talaris posterior des Calcaneus. Sie sind verbunden durch das breite Lig. talocalcaneare interosseum. In der vorderen Gelenkkammer artikulieren Talus, Calcaneus und Os naviculare sowie das Lig. calcaneonavi-

culare plantare zum Articulatio talocalcaneonavicularis miteinander. Die vordere und hintere Gelenkkammer besitzt jeweils eine eigene Gelenkkapsel.

Beide Kammern bilden eine funktionelle Einheit. Die Geometrie der Gelenkoberflächen ermöglichen eine Drehung des Talus im Verhältnis zum Calcaneus und Os naviculare und umgekehrt.

Die Bewegung im unteren Sprunggelenk ermöglicht die Anpassung des Fußes an unebenen Untergrund. Die Drehbewegung nach medial bezeichnet man als Inversion (ca. 10°), die nach lateral als Eversion (ca. 20°) (Rauber & Kopsch, 2003). Die Inversion wird von den lateral der subtalaren Gelenkachse (STA) liegenden Strukturen (Retinaculum mm. extensorum inferius, lateraler Teil des Lig. talocalcaneare interosseum, Lig. calcaneofibulare) begrenzt, die Eversion durch die medial der Achse liegenden Strukturen (Lig. canalis tarsi, Pars tibionavicularis und Pars tibio calcanea des Lig. deltoideum). Eine Inversion im subtalaren Gelenk ist mit einer Adduktion des Calcaneus im Verhältnis zum Talus verbunden und eine Eversion mit einer Abduktion.

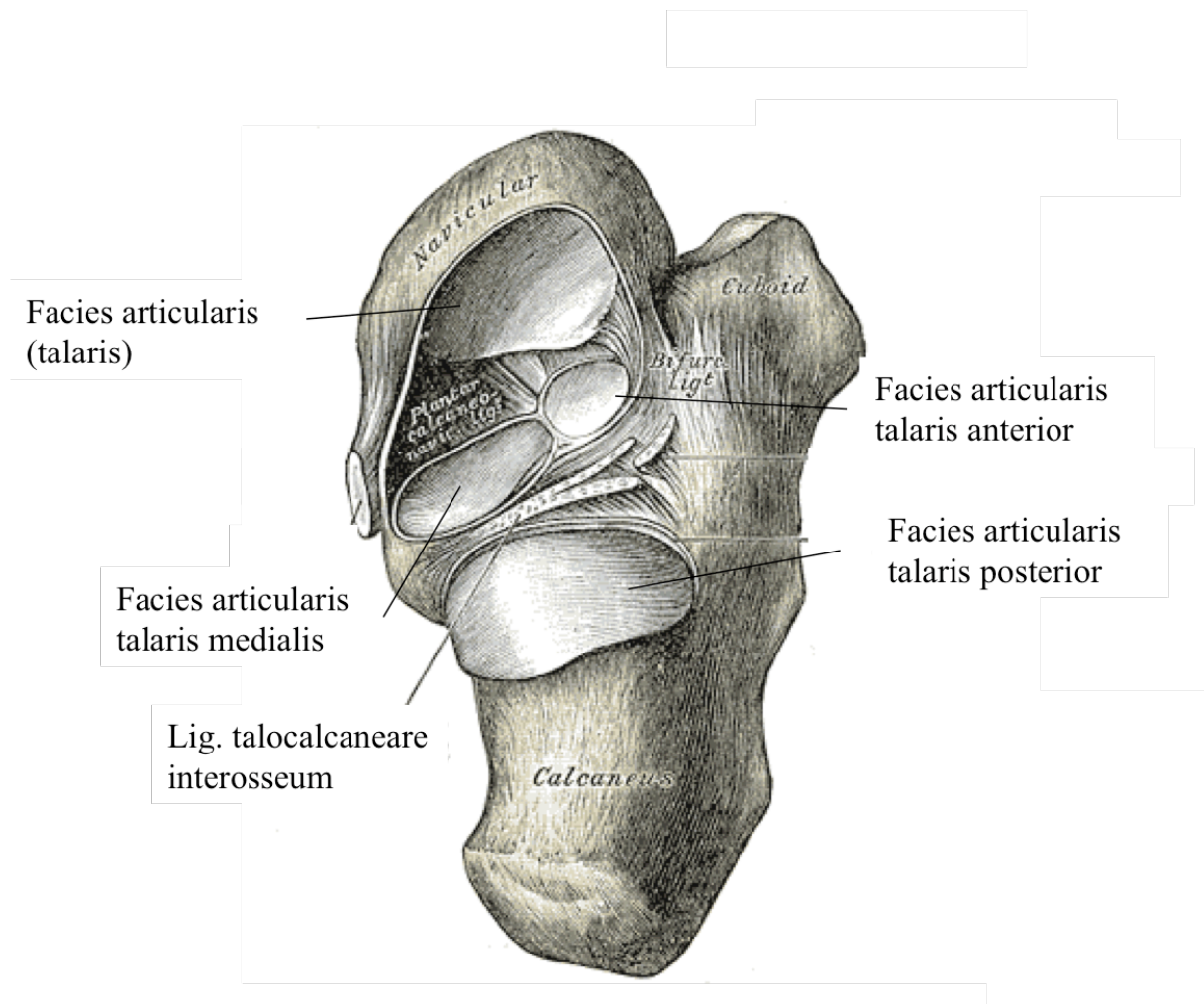


Abbildung 4: Gelenkflächen eines rechten subtalaren Gelenks nach Abnahme des Sprungbeins in der Ansicht von oben (Gray, 1918).

Das obere und das untere Sprunggelenk bilden aufgrund ihrer Bandverbindungen eine funktionelle Einheit. Die kombinierten Bewegungen sind Bestandteil der Pro- und Supinationsbewegungen des gesamten Fußes.

Die Knochen des Fußes sind durch zahlreiche, mehr oder weniger bewegliche Gelenke verbunden. So befindet sich zwischen Calcaneus und Os cuboideum das Articulatio calcaneocuboidea, das gemeinsam mit dem Articulatio talonavicularis das Chopartsche Gelenk und damit die sogenannte Chopartsche Gelenklinie (vgl. Abbildung 2) darstellen. Zudem befinden sich im Fuß gelenkige Verbindungen zwischen den Os cuneiforme und dem Os naviculare, zwischen dem Os cuneiforme und dem Os cuboideum, zwischen der Fußwurzel und dem Mittelfuß und zwischen den einzelnen Phalangen. Die Gelenklinie zwischen den Os metatarsale I bis IV und den Os cuneiforme mediale, intermedium, laterale und dem Os cuboideum wird als Lisfrancsches Gelenk bezeichnet.

Eine für die Plantarflexion im Sprunggelenk sehr bedeutsame Sehne ist die Achillessehne. Sie stellt die gemeinsame Sehne des M. soleus und des M. gastrocnemius dar. Sie ist durchschnittlich 20 bis 26 cm lang und hat eine Sehnendurchschnittsfläche von 70 bis 80 mm² (Rauber & Kopsch, 2003). Ihre Hauptaufgabe besteht darin, als Teil der Muskel-Sehnen-Einheit für eine kraftvolle Plantarflexion zu sorgen. Der Anteil des M. gastrocnemius an der Sehne ist mit 11 bis 26 cm länger als der des M. soleus (3-11 cm) (Peterson & Renström, 2002). Der M. soleus und der M. gastrocnemius vereinigen sich im unteren Drittel des Unterschenkels zur gemeinsamen Sehne des M. triceps surae, der Achillessehne (Tendo calcaneus). Sie ist hantelförmig ausgebildet. Auf den breiten proximalen Muskel-Sehnen-Übergang folgt eine konische Verjüngung der Sehne auf Höhe der Malleolen (Rauber & Kopsch, 2003). Sie ist auf 2 bis 5 cm ihres distalen Endes spiralförmig angeordnet. Die Sehne besteht aus drei Teilen, welche dem medialen Kopf und dem lateralen Kopf des M. gastrocnemius sowie dem M. soleus entspringen. Die dem medialen Teil des M. gastrocnemius medialis entspringenden Sehnenfasern bilden den posterioren Teil der Achillessehne, die Sehnenfasern des lateralen Teils des M. gastrocnemius medialis bilden den lateralen Teil der Sehne, die Fasern, die dem M. gastrocnemius lateralis entspringen, enden im vorderen Anteil der Sehne und die dem M. soleus entspringenden Fasern vervollständigen die Achillessehne anteromedial (Szaro et al., 2009, vgl. Abbildung 5).

Der Ansatz der Achillessehne erstreckt sich über die gesamte Rückfläche des Tuber calcanei, wo sie breit nach medial und lateral ausfächert. Er umschließt den Calcaneus kappenförmig. Allerdings strahlt die Sehne erst in den distalen Knochenanteil des Calcaneus ein, wodurch sie auf einem Teil des Calcaneus schleift (Hintermann & Holzach, 1992). Zwischen dem proximalen Abschnitt des Fersenhöckers und der Innenfläche der

Sehne liegt die Bursa subachillae. Diese gewährleistet die Verschiebung der Sehne bei Plantar- und Dorsalflexion (Schünke, 2000). Zwischen der Haut und dem distalen Ende der Sehne liegt die Bursa subcutanea.

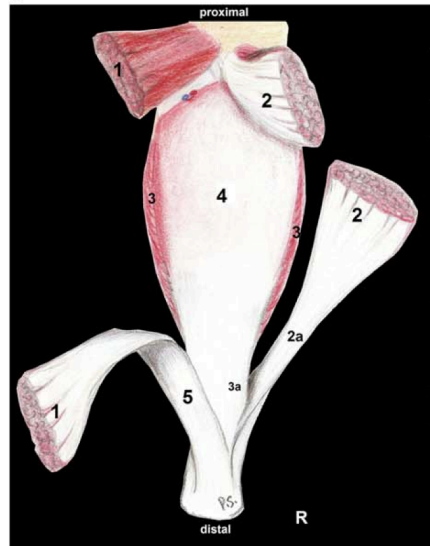


Abbildung 5: Zeichnung einer präparierten Achillessehne und der sie bildenden Muskelanteile. Ansicht von posterior. 1: M. gastrocnemius medialis. 2: M. gastrocnemius lateralis. 3: M. soleus. 3a: Sehnenfasern des M. soleus. 4: Aponeurosis des M. soleus. 5: Fascikel des M. gastrocnemius medialis. (Szaro et al., 2009)

Die Achillessehne ist nicht von einer Sehnenscheide, sondern einem Gleitgewebe, dem Paratenon umgeben. Es stellt eine Struktur aus dünnem, fibrösem Gewebe dar, ist stark vaskularisiert und wirkt damit an der komplexen Perfusion der Achillessehne mit. Das Epitenon verbindet das Paratenon und die Achillessehne miteinander.

Die Achillessehne besteht aus Kollagenfasern (ca. 95% aus Kollagen Typ I), Tendoblasten, Tendozyten und anderem Bindegewebe. Die das Kollagen umgebende Matrix besteht aus Wasser und Proteoglykanen. Die Kollagenfasern machen cirka 70 % der Trockenmasse der Sehne aus (Kannus, 2000). Sie zeigen bei entspannter Achillessehne einen wellenförmigen Verlauf, bilden Kollagenfaser spiralen und geflochtene Kollagenfaserstrukturen. Durch die spezielle Anordnung der Kollagenfaser ist eine Pufferkapazität der Sehne gegenüber longitudinalen, vertikalen und rotatorischen Zug- und Scherkräfte bis zu einem gewissen Grad gegeben (Kannus, 2000).

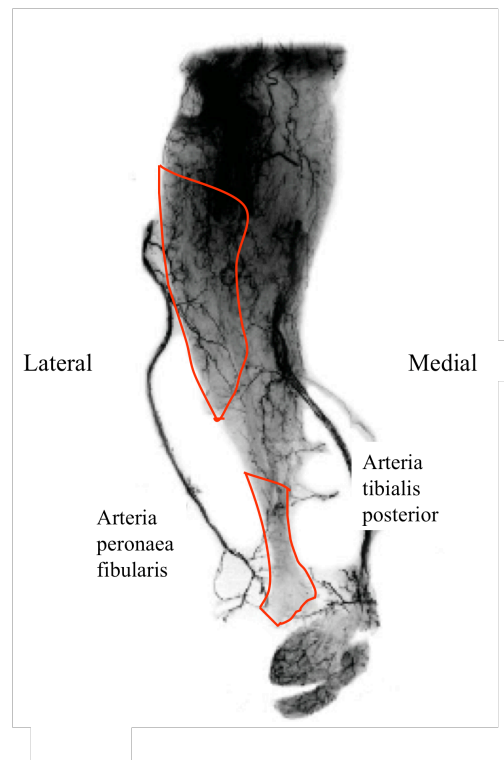


Abbildung 6: Arteriografische Darstellung der Gefäßversorgung im Bereich der Achillessehne eines Präparats. Die rot markierten Bereiche zeigen die von der Arteria peronaea fibularis und die nicht markierten Bereiche die von der Arteria tibialis posterior versorgten Bereiche. Modifiziert nach (Chen et al., 2009).

Die arterielle Blutversorgung der Sehne weist eine Besonderheit auf, die im Zusammenhang mit der Entstehung von Überlastungsfolgen im Folgenden noch diskutiert wird. Chen stellt in seiner Arbeit eine Dreiteilung der Gefäßversorgung der Achillessehne fest (Chen et al., 2009). Der mittlere Bereich wird von der Arteria peronaea fibularis versorgt und der proximale und distale Bereich von der Arteria tibialis posterior (vgl. Abbildung 6). Der mittlere Bereich weist eine verminderte Zahl an Gefäßen auf. Dieser Bereich ist es auch, in dem es am häufigsten zu Rupturen oder zu Komplikationen bei operativen Eingriffen kommt (Chen et al., 2009).

2.2 Stand der Forschung: Laufspezifische Verletzungen und Ursachenanalyse

Mit steigender Beliebtheit des Langstreckenlaufens steigt auch zunehmend die Zahl der durch Langstreckenlaufen verursachten Überlastungsfolgen. Mayer spricht von einer Verletzungsrate von fast 30 % (Mayer & Grau, 1999). Van Mechelen stellt sogar eine Verletzungsinzidenz von 37 bis 56 % fest (van Mechelen, 1992). Die großen Unterschiede in der Verletzungshäufigkeit hängen vermutlich mit der unterschiedlichen Definition einer Verletzung zusammen (van Mechelen, 1992), wodurch einige Autoren eine Verletzung mit in die Untersuchung aufnehmen, wohingegen andere Autoren diese außer Acht lassen. Betrachtet man die Verletzungslokalisierung, so stellt Mayer (Mayer & Grau, 1999) einen Trend der Verlagerung vom Knie hin zur Achillessehne fest. Noch vor einigen Jahren stellte das Kniegelenk die häufigste Lokalisation der Verletzungen im Laufsport dar. Einige Studien (Clement & Taunton, 1981; James, Bates, & Osternig, 1978; van Mechelen, 1992) identifizierten eine Verletzungshäufigkeit am Kniegelenk zwischen 30 und 50 %. Häufig auftretende Verletzungen waren das Patellofemorale Schmerzsyndrom, das Iliotibiale Bandsyndrom, die Ansatz tendonose der Patellasehne sowie die Tendinitis der Patellasehne. Als Ursache wurde eine ungenügende Schockabsorption auf hartem Untergrund diskutiert. Daraufhin reagierte die Schuhindustrie mit Dämpfungselementen im Schuh und Spezialisten mit der Empfehlung, auf weichen Untergründen zu laufen (Mayer et al., 2001). Mayer führt auf diese Änderungen die Zunahme der Achillessehnenverletzungen zurück, da durch die Dämpfungselemente ein größerer Abstand zwischen Boden und Fuß entstand und durch die Trainingsempfehlungen häufiger auf unebenem und unruhigem Boden gelaufen wurde (Mayer et al., 2001). Die Verletzungsrate der Achillessehne liegt bei einer Studie von Mayer und Grau (2000) in einem Bereich zwischen 17 und 24 %.

Eine Verletzungsrate des Ausmaßes, wie sie beim Lausport auftritt und zu der insbesondere die chronischen Überlastungsfolgen (cÜF) beitragen, erscheint alarmierend. Die Frage drängt sich auf, ob der menschliche Bewegungsapparat evolutionsbiologisch gesehen überhaupt an solche Extrembelastungen angepasst ist, oder ob hier eine natürliche Belastungsgrenze überschritten wird und cÜF somit unvermeidlich sind.

Dass der Mensch sich unter anderem durch den aufrechten Gang von anderen Tieren unterscheidet, ist unumstritten, denn er ist das einzige Tier, das einen dauerhaft aufrechten Gang mit voller Knieextension zeigt (Caselli & Alchermes, 1988). Ein großer Selektionsdruck und eine Vielzahl von Mutationen ermöglichten diese Art der Fortbewegung. Die Art des Selektionsdrucks wird in der Evolutionsbiologie kontrovers diskutiert: Weit verbreitet ist die Savannenhypothese, die besagt, dass die Änderung des Lebensraumes vom Wald zur Savanne dafür sorgte, dass Individuen, die nicht fähig waren sich aufzurichten und damit Feinde später erkannten, ausstarben. Im Jahre 2004

veröffentlichte Carsten Niemitz die Hypothese, der Selektionsdruck, welcher den aufrechten Gang beim Menschen bewirkte, sei der Druck gewesen, dass lediglich die Fähigkeit, in Sümpfen und Uferzonen von Flüssen besser waten zu können, den Individuen ermöglichte, ausreichend tierische Nahrung zu erbeuten (Niemitz, 2004). Unabhängig vom ursprünglichen Evolutionsdruck zeigen fossile Funde eindeutig, dass Australopitheciden vor 4,4 Millionen Jahren aufrecht gehen konnten (Bramble & Lieberman, 2004). *Homo erectus* wanderte von Afrika ausgehend auf alle anderen Kontinente (Caselli & Alchermes, 1988). Individuen mit einem gut ausgebildeten, an das Gehen angepassten Bewegungsapparat waren hier klar im Vorteil.

Der menschliche Fuß wandelte sich vom Greiforgan zu einer Gewicht tragenden Unterstützungsfläche und einem Hebelarm für die Fortbewegung (Caselli & Alchermes, 1988). Mit der Änderung der Form wurde eine Funktionsänderung des Fuß- und Sprunggelenks möglich. Das Fußgewölbe richtete sich durch eine Vergrößerung des Winkels zwischen Taluskopf und Trochlea tali auf (Elftman & Manter, 1935). Das menschliche Fußgewölbe ist gekennzeichnet durch eine Rigidität im Mittelfußbereich, die eine kraftvolle Plantarflexion während des Abdrucks und gleichzeitig eine Absorption von Teilen der Stoßkraft bei der Landung ermöglicht (Elftman & Manter, 1935; Bramble & Lieberman, 2004). Die elastischen Strukturen des plantaren Fußgewölbes ermöglichen es, 17 % der Auftreffkraft zu speichern und im nächsten Schritt wieder abzugeben.

Im Laufe der Evolution erfuhren die vorderen und hinteren Extremitäten der Säugetiere mannigfaltige Abwandlungen vom pentadactylen Grundplan. Bei vielen auf das Laufen spezialisierten Säugetierarten trat zum einen eine Reduktion der Strahlen (Rind, Pferd) und zum anderen eine Verlängerung der Elemente auf. Bei Huftieren verlängerten sich vor allem die distalen Elemente. Zusätzlich wurde der Fuß vom Sohlengang (heute zu sehen beim Bär und Primat) über den Zehengang (heute zu sehen beim Hund) zum Zehenspitzenengang (Pferd) angehoben (Wehner & Gehring, 2007). Der Mensch zeigt im Vergleich zum Primaten ebenfalls eine Verlängerung der Elemente, wobei sich die Verlängerung auf den Femur und die Tibia reduziert. Eine angedeutete Reduktion der Strahlen zeigt sich an der verminderten Funktion der Fibula, die keine Gewicht tragende Aufgabe mehr übernimmt. Die Verlängerung der Elemente ermöglicht dem Menschen eine große Schrittlänge und setzt sich ebenfalls in der Verlängerung vieler Sehnen der hinteren Extremität fort. Der Mensch besitzt viele, lange Sehnen, die in kurzen Muskeln enden, welche eine ökonomische Krafterzeugung ermöglichen (Bramble & Lieberman, 2004). Die Anordnung des Muskel-Sehnen-Komplexes bewirkt beim Laufen eine Energieersparnis von bis zu 50 % (Ker, Bennett, Bibby, Ke-

ster & Alexander, 1987). Die bedeutendste Sehne ist in diesem Zusammenhang die Achillessehne.

Bramble spricht davon, dass die Anpassung des menschlichen Bewegungsapparats demjenigen optimal an das ausdauernde Laufen angepasster Säugetiere (Hund oder Pferd) ähnelt (Bramble & Lieberman, 2004). Wie auch der Lebensraum des Menschen änderte sich der Lebensraum der damaligen Pferde vom Waldgebiet zur Savanne und ein gut angepasster Bewegungsapparat spielte für das Überleben eine zunehmend große Rolle (Wehner & Gehring, 2007). Generell scheint die Belastbarkeit des Bewegungsapparates gegeben zu sein, was auch durch das Phänomen gestützt werden kann, dass sehr viele Marathonläufer ihre gesamte Sportkarriere hindurch verletzungsfrei bleiben, wohingegen andere bei geringeren Distanzen und Intensitäten sofort Überlastungsfolgen entwickeln. Ein Abweichen vom „idealen“ Bauplan kann möglicherweise dazu führen, dass Überlastungsfolgen ausgebildet werden. Durch den fehlenden Selektionsdruck auf den Bewegungsapparat können sich Fehlstellungen und Pathologien des Bewegungsapparats in der heutigen Gesellschaft zunehmend manifestieren.

Monocausale oder singuläre Zusammenhänge zwischen Abweichungen vom idealen Bauplan und spezifischen Sportverletzungen oder cÜF konnten bisher nicht identifiziert werden, obgleich viele verletzungsauslösende Faktoren im Gespräch sind. Van Mechelen gliedert mögliche Risikofaktoren in extrinsische und intrinsische Risikofaktoren (van Mechelen, 1992). Zu den extrinsischen Risikofaktoren zählt er unter anderem Sportart, Taktik, Bodenverhältnisse und Wetterbedingungen und zu den intrinsischen Risikofaktoren physische Fitness, Vorverletzungen, Anatomie und Anthropometrie.

Als intrinsischer anatomischer Risikofaktor wurde im Zusammenhang mit der Entstehung allgemeiner cÜF häufig die Fußform diskutiert (Lohrer, 2006; Kaufman, Brodine, Shaffer, Johnson & Cullison, 1999; Wen, Puffer & Schmalzried, 1998). Williams konnte zeigen, dass Läufer mit flachem Fußgewölbe vermehrt Verletzungen am Knie entwickeln und Läufer mit hohem Fußgewölbe eher Verletzungen am Fuß- und Sprunggelenk (Williams, McClay & Hamill, 2001). Im Vergleich dazu konnte Kaufman zeigen, dass Läufer mit von der Norm abweichendem Fußgewölbe (Platt-/ Senkfuß und Hohlfuß) eine größere Anfälligkeit für Überlastungsfrakturen zeigen als Läufer mit normalem Fußgewölbe (Kaufman et al., 1999). Hreljak hingegen konnte keinen Zusammenhang zwischen der Fußgewölbehöhe und Verletzungen nachweisen (Hreljak, Marshall & Hume, 2000). Auch eine übermäßige Pronationsbewegung im Sprunggelenkkomplex mit konsekutiver Innenrotation der Tibia wird wiederholt als verletzungsauslösender Faktor diskutiert, wobei viele Läufer mit einer stark ausgeprägten Pronation keine Beschwerden entwickeln und andere Läufer mit einer geringen Pronation cÜF zeigen (Hintermann & Nigg, 1998; Clement, Taunton & Smart, 1984).

Bei laufbetonten Sportarten treten zunehmend häufiger Achillessehnenbeschwerden auf. Überlastungsfolgen der Achillessehne stellen laut Lohrer (2006) eine der häufigsten Ursache des Abbruchs von Sportkarrieren insbesondere in der Leichtathletik dar. Als Überbegriff für alle Schmerzsyndrome im Bereich der Ferse wird häufig die Achiliodynie verwendet (Becker & Karl, 1978), obwohl die Achiliodynie im eigentlichen Sinne klar definiert werden kann: Sie ist

„ein Krankheitsbild, welches durch eine Druck- und Ruhe- beziehungsweise Belastungsschmerzhaftigkeit der Achillessehne und/ oder ihres Gleitgewebes zwei bis sieben Zentimeter oberhalb ihres calcanearen Ansatzes charakterisiert wird“ (Lohrer, 2006, 34).

Die Beschwerden im Bereich der Achillessehne lassen sich in vier Gruppen differenzieren: (1) In Beschwerden im Bereich der Achillessehne selbst, (2) im Bereich der Bursa subachillae, (3) des Paratenon der Achillessehne (Gleitgewebe) und (4) im Bereich des Calcanearen Ansatz (cA) der Achillessehne (Lohrer, 2006).

Obgleich in den letzten Jahren intensiv an den Entstehungsmechanismen und der Therapie von Pathologien der Achillessehne geforscht wurde, kann nach wie vor ein klares Defizit an exakt ausgeführten Studien zur Aufklärung der Ursachen gesehen werden (Kader et al. 2002).

Die Ursachen von Achillessehnenbeschwerden sind unklar. Wie auch bei der Entstehung der chronischen Laufverletzungen werden viele extrinsische und intrinsische Faktoren in der Literatur kontrovers diskutiert.

Bezüglich der Trainingsgestaltung geben mehrere Autoren als Ursache für die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden zu hohe Intensitäten, schnelle Steigerung des Laufumfangs und häufiges Laufen auf harten Untergründen an (James et al., 1978; Brody, 1987). Einige Autoren nehmen einen Zusammenhang an, zwischen hohen Laufumfängen und der Wahrscheinlichkeit Achillessehnenbeschwerden zu entwickeln (Koplan, Powell, Sikes, Shirley & Campbell, 1982; Marti, Vader, Minder & Abelin, 1988). Wie von mehreren Forschergruppen berichtet wird, scheint auch das Körpergewicht mit der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen nicht nur der Achillessehne, sondern insgesamt zusammen zu hängen. So sind schwere Läufer häufiger verletzt als leichte (Valliant, 1981; Kujala et al., 1986). Auch große Läufer sind nach Kujala insbesondere am Knie häufiger verletzt als kleinere (Kujala et al., 1986). Eine weitere Ursache, die in diesem Zusammenhang diskutiert wird, ist das Alter der Läufer. Achillessehnenbeschwerden scheinen bei älteren Athleten häufiger aufzutreten als bei jungen (Kannus et al., 1989; Kvist, 1991). Geschuldet ist dies möglicherweise der arteriellen Blutversorgung der Achillessehne (Chen et al., 2009). Die ohnehin schlechte Versorgung der Achillessehne im Bereich der konischen Verjüngung nimmt im Alter weiter ab, wodurch die Verletzungsanfälligkeit zunimmt (Hastad, Larsson, & Lindholm, 1959). Ebenso wie das Alter scheint das Geschlecht eine Rolle bei der Entste-

hung von Überlastungsfolgen der Achillessehne zu spielen. Frauen entwickeln weniger häufig Achillessehnenbeschwerden als Männer (Clement et al., 1984; Kannus, Jozsa, Natri, & Jarvinen 1997).

Auch die bereits erwähnte Überpronation wird mehrfach als Ursache für die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden im Laufsport gesehen (James et al., 1978; Hintermann & Nigg, 1998). James (1978) nimmt eine peitschenartige Bewegung der Achillessehne bei einer vermehrten Pronation während des Fersenkontaktes an. Diese Peitschenbewegung mache die Achillessehne empfänglich für Entzündungsreaktionen. Diese Annahmen werden von Clement (1984) bestätigt. Auch er spricht von einer Peitschenbewegung während der Pronationsbewegung, ausgelöst durch die gleichzeitig ablaufende Innenrotation der Tibia. Er nimmt an, dass diese Bewegung der Achillessehne im Extremfall zu Mikrotraumata in der Sehne und dem Paratenon führt, was wiederum eine entzündliche Reaktion hervorrufen kann. Ebenso wie die bereits erwähnten Autoren gehen auch Smart et al. (1980) davon aus, dass eine vermehrte Pronation zu einer übermäßigen Belastung der Achillessehne führen kann und damit der Auslöser für Beschwerden ist. Allerdings bleibt zu hinterfragen, warum die meisten Läufer mit ausgeprägter Pronationsbewegung keine Beschwerden entwickeln (Mayer et al. 2001). Der Zusammenhang zwischen der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden und einer übermäßigen Pronation konnte nach wie vor nicht eindeutig bestätigt werden. Auch andere anatomische Faktoren, wie die Stellung der Ferse, der Range of Motion des oberen und unteren Sprunggelenks, die Beweglichkeit der ischio-cocuralen Muskulatur, die Tibiarotation und die Anatomie des Kniegelenks wurden als Ursache untersucht, aber auch hier konnten keine eindeutigen Belege dafür gefunden werden. Lohrer gibt das Vorhandensein eines Hohlfußes als häufige, das eines Senkfußes als weniger häufige Ursache an (Lohrer, 2006). Segesser stellt ein überdurchschnittlich häufiges Auftreten von chronischer Kapselbandinsuffizienz in Kombination mit einer Achillodynie fest (Segesser & Nigg, 1980).

Obgleich bisher kein Faktor eindeutig identifiziert werden konnte, scheint es so zu sein, dass die biomechanische Belastung der Sehne während des Abrollvorgangs eine Ursache für die Entstehung von Achillessehnenproblemen darstellt (Mayer & Grau, 2000). Mayer et al. (2000) definieren zwei Hauptursachen: Erstens eine mechanische Reizung der Sehne von außen, und zweitens asymmetrische Zugkräfte, welche zu Scherkräften innerhalb der Sehne führen. Wallenböck et al. (1995) stellen bei der Untersuchung eines Sprintstarts fest, dass in den lateralen Faseranteilen der Achillessehne größere Kräfte wirken als in den medialen. Sie formulieren ein mathematisches Modell und betonen, dass sowohl das obere als auch das untere Sprunggelenk modelliert werden soll, obgleich die STA nur schwer exakt zu bestimmen ist. Sie unterstreichen auch den möglichen Einfluss der Orientierung der subtalaren Gelenkachse auf die Kräfte in

der Achillessehne. Die Arbeitsgruppe um Arndt beschäftigt sich ebenfalls mit asymmetrischen Belastungen der Achillessehne (Arndt et al. 1999). Sie betrachten den Einfluss der unterschiedlichen Anteile des M. triceps surae auf die Zugverteilung in der Sehne und unterstreichen das Ergebnis von Wallenböck et al. (1995) im Falle einer Kontraktion aller Anteile des M. triceps surae, stellen aber größere Kräfte im medialen Teil der Sehne fest, wenn lediglich der M. gastrocnemius medialis Zugkräfte ausübt. Inwiefern dies zu der von Szaro et al. (2009) beschriebenen Anatomie passt, ist fraglich, denn der M. gastrocnemius medialis bildet den hinteren und lateralen Teil der Sehne. Es wäre also im Fall einer isolierten Kontraktion des M. gastrocnemius medialis von einer vermehrten Zugspannung in den hinteren und lateralen Teilen der Sehne auszugehen. Möglicherweise spielt hier auch das umgebende Gleitgewebe eine Rolle bei der Verteilung der Zugkräfte. In der ersten Studie von Arndt et al. (1999) wird die Fußkinematik völlig außer Acht gelassen. In einer zweiten Studie (Arndt et al., 1999) werden die asymmetrischen Zugkräfte bei der Bewegung um drei Achsen untersucht. Jedoch werden die Bewegungen nicht durch Rotationen um die STA eingeleitet. Es werden die Dorsal-/Platarflexion, die Abduktion/Aduktion und die Inversion/Eversion erfasst. Arndt et al. (1999) zergliedern die Mechanik im oberen und unteren Sprunggelenk in einzelne Komponenten und Teilbewegungen, wie Abduktion oder Adduktion, was immer einer annäherungsweise Bewegung entspricht (Pisani) und betrachten nicht die Bewegung um funktionelle Achsen. Sie stellen fest, dass der M. triceps surae nicht wie erwartet nur als Supinator wirken kann, sondern dass die Inversion-/Eversionachse näher an der Achillessehne zu liegen kommt als angenommen, und damit der Zug des M. triceps surae zu einer Eversion führen kann.

Keine Studie, welche sich mit der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden befasst, kann ein klares Bild liefern. Es bleibt nach wie vor die Frage offen, welcher Mechanismus zu einer vermehrten Belastung der Achillessehne führt. Wallenböck et al. (1995) deuten mit ihrer Arbeit an, dass die Frage möglicherweise durch das Einbeziehen der STA aufgeklärt werden kann.

Es ist anzunehmen, dass auch die STA alleine das Problem der Entstehung von cÜF im Allgemeinen und Achillessehnenbeschwerden im Speziellen nicht aufzuklären vermag. Singuläre Ursache-Wirkungsbeziehungen scheinen dieses komplexe Problem nicht ausreichend erklären zu können.

Einige publizierte Studien verfolgen bereits einen multivariaten Ansatz, so untersuchte James den multivariaten Zusammenhang zwischen diversen anatomischen Parametern (Pronationsbewegung, Fußform, Anteversion des Femurschaftes, Beinachse, Tibiarotation und Beinlängendifferenz) und spezifischen Verletzungen bei Läufern (James et al., 1978). Auch Hreljac versuchte einen mehrfaktoriellen Zusammenhang zwischen Trainingsgewohnheiten, Arch Index, Anthropometrie, Pronation, Bodenreaktionskraft

und spezifischen Verletzungen herzustellen (Hreljac et al., 2000), ebenso wie Lun (Lun et al., 2004) (Anthropometrie, Trainingsgewohnheiten, Beinachse, Range of Motion des Sprunggelenks, Rückfuß-/Vorfußvalgus, Fußform und Q-Winkel) und Taunton (Taunton et al., 2003) (Beinlängendifferenz, Q-Winkel, Beinachse, Fußform und Trainingsgewohnheiten) die anatomischen Merkmale in Relation zu den aufgetretenen Verletzungen brachten. Keiner der Autoren konnte mehrfaktorielle Zusammenhänge zwischen anatomischen Parametern und spezifischen Verletzungen zweifelsfrei nachweisen.

2.3 Stand der Forschung: subtalare Gelenkachse

In der biomechanischen Forschung hat sich die Ansicht, der Rückfußkomplex habe einen großen Einfluss auf die Entstehung von Pathologien, bis heute manifestiert (Payne & Miller, 2003). Die Bestimmung der STA insbesondere für den klinischen Anwendungsbereich und ihre funktionelle Relevanz wird von vielen Autoren als bedeutend angesehen (Jones, 1945; Payne & Miller, 2003; Isman, 1969; Tomaro, Burdett & Chadran, 1996), trotzdem wurde dieser Aspekt bei der mehrfaktoriellen Ursachenforschung zur Entstehung von Verletzungen im Langstreckenlaufen bisher nicht berücksichtigt. Tomaro sieht die mechanische Kopplung der Bewegungen im subtalaren Gelenk und der Tibia in Zusammenhang mit der Lokalisation von verschiedenen Verletzungen bis hin zum Kniegelenk (Tomaro et al., 1996). Jones (Jones, 1945) und McClay (McClay & Bray, 1996) stellen die Frage nach dem Zusammenhang des Verletzungsrisikos und der Lage der Sprunggelenkachse in den Raum.

Die Überprüfung dieser Frage gestaltet sich bisher aufgrund methodischer Restriktionen als schwierig. Ein Verfahren, das es erlaubt diese Fragestellung zu untersuchen, muss es ermöglichen, eine große Fallzahl zu erfassen. Nur damit lassen sich retrospektiv Beziehungen zwischen dem anatomischen Faktor STA und spezifischen Überlastungsfolgen herstellen. Um eine große Fallzahl erfassen zu können ist ein Verfahren notwendig, welches die STA in-vivo, nicht invasiv, mit möglichst wenig Aufwand und im günstigsten Fall im Feld erfassen kann. Kein Verfahren zur Bestimmung der subtalaren Gelenkachse ermöglichte bisher eine In-vivo-Messung im Feld mit ausreichend großer Stichprobe.

Alle bisherigen Verfahren sind in den meisten Fällen sehr komplex und damit nicht geeignet, Zusammenhänge zu Überlastungen zu untersuchen. Zudem handelt es sich bei vielen Verfahren um In-vitro-Verfahren. Unter diesen ist auch die Arbeit von Isman und Inman (1969), welche nach wie vor die Standardwerte zur Bestimmung der STA liefert. Die von ihnen in-vitro ermittelte durchschnittliche Lage der STA ist bis heute gebräuchlich.

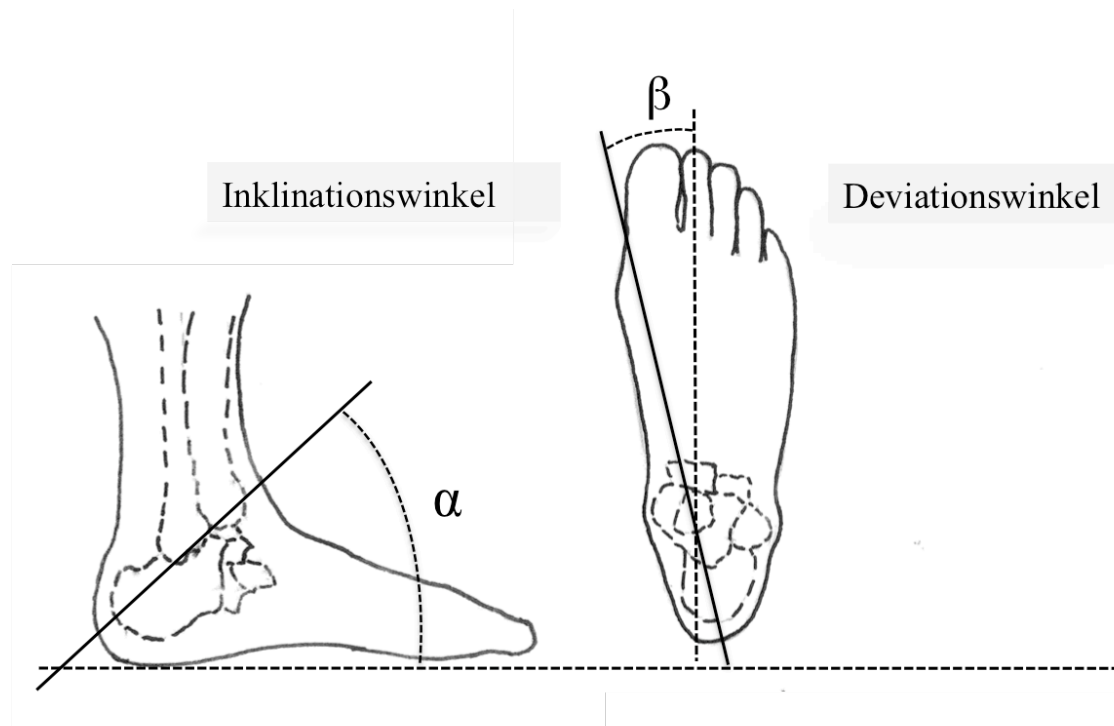


Abbildung 7: Darstellung der räumlichen Orientierung der STA mit Hilfe des Inklinationswinkels (α) und des Deviationswinkels (β).

Zwei Winkel ermöglichen die Lage der Sprunggelenkachse im Raum zu beschreiben. Dieses sind zum einen der Inklinationswinkel, welcher definiert ist als die Projektion des Winkels zwischen der STA und der Horizontalebene auf die Sagittalebene und zum anderen der Deviationswinkel. Dieser ist definiert als die Projektion des Winkels zwischen STA und Longitudinalachse des Fußes auf die Transversalebene. Isman et al. ermittelten einen mittleren Inklinationswinkel von $41^\circ \pm 9^\circ$ und einen mittleren Deviationswinkel von $23^\circ \pm 10^\circ$ an 46 In-vitro-Präparaten (vgl. Abbildung 7). Sie bestimmten die Gelenkachsen in Bezug auf die Krümmungsradien der Gelenkflächen anhand der freipräparierten Knochen. Es handelt sich hier um die anatomisch festgelegte Lage der Sprunggelenkachse. Isman und Inman (1969) stellten eine monoaxiale Rotation im oberen und unteren Sprunggelenk fest.

Später entwickelte In-vivo-Verfahren sind Aufgrund ihrer Invasivität (Lundberg, 1989), ihrer Komplexität (van den Bogert et al., 1994; Alt, 2001; Lewis, 2009) oder ihrer Kostenintensivität (Goto, 2009) ungeeignet, um das vorliegende Problem zu untersuchen.

Als Methode der Wahl hat sich in den letzten Jahren die Bewegungsanalyse des Sprunggelenkkomplexes zur Bestimmung der STA etabliert. Mit Hilfe einer video-basierten Bewegungsanalyse bestimmten Lewis et al. die Lage der STA unter Anwendung eines Apparates, welcher eine konstante Dorsalflexion sicherstellt. Ein Untersucher ermöglicht es, zusätzlich konstante Eversions- und Inversionsbewegungen im zu

untersuchenden Sprunggelenk zu erzeugen (Lewis et al., 2009). Die Apparatur wurde mit Hilfe einer Messung im MRT validiert. Lewis erhielt einen Inklinationswinkel von $33,4^\circ \pm 10,7$ und einen Deviationswinkel von $18^\circ \pm 10,4$.

Ebenfalls in-vivo untersuchte Goto an vier weiblichen Probanden die 3D-Kinematik des subtalaren Gelenks (Goto et al., 2009). In sieben Positionen zwischen maximaler Dorsalflexion und maximaler Plantarflexion und in 10 Positionen zwischen maximaler Inversion und maximaler Eversion wurden MRT-Aufnahmen in 10° -Abschnitten aufgezeichnet.

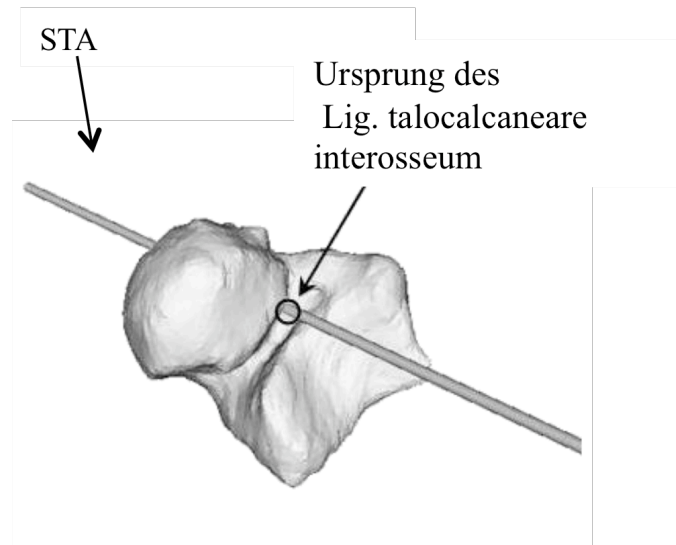


Abbildung 8: Aufpunkt der subtalaren Gelenkachse. Modifiziert nach: (Goto et al. 2009).

Die Aufzeichnungen wurden mit einer Aufnahme in Neutral-Null-Stellung überlagert. Somit konnten die Relativbewegungen von Talus und Calcaneus sowie die Rotationsachsen quantifiziert werden. Es konnten unterschiedliche Achsen in Dorsal-/Plantarflexion und Inversion/Eversion festgestellt werden, diese zeigten einen großen räumlichen Zusammenhang und verliefen alle von antero-dorso-medial durch den Talushals nach postero-planto-lateral. Als mittleren Inklinationswinkel bei Dorsal-/Plantarflexion stellte Goto einen Winkel von $39^\circ \pm 8^\circ$ fest und bei Inversion/Eversion einen Winkel von $40^\circ \pm 8^\circ$. Der mittlere Deviationswinkel bei Dorsal-/Plantarflexion betrug $46^\circ \pm 8^\circ$ und bei Inversion/Eversion $50^\circ \pm 8^\circ$. Alle Achsen verliefen durch den Ursprung des Lig. talocalcaneare interosseum zwischen Talus und Calcaneus auf Höhe des Talushalses (vgl. Abbildung 8, Goto et al., 2009).

Tabelle 2 fasst die wichtigsten Studien, die sich mit der Thematik der Sprunggelenkachsen beschäftigten, aus der Literatur zusammen.

Ebenso vielfältig wie die Verfahren ist auch die Ansicht über die Lage der Achse im Raum. Die Lage der STA wird mit Hilfe von Geraden im Raum beschrieben. Die meisten Autoren beschreiben die STA in Form einer finiten Achse (Inman & Isman, 1969; van den Bogert et al., 1994; Alt, 2001; Lewis, 2009). Einige Autoren gehen davon aus, dass es sich bei dem Problem der Rotationsachsen des subtalaren Gelenks um biphasische (Downing et al., 1978; Lundberg, 1989) oder instantane (Zographos, Chaminade, Hobatho & Utheza, 2000; van Langelaan, 1983) Rotationsachsen handelt. Als biphasische Achse wird eine Kombination zweier finiter Achsen für zwei bestimmte Bewegungsabschnitte bezeichnet (z.B. für Inversion und für Eversion), wobei eine finite Achse das „*Ergebnis einer Mittelwertbildung in einem durch zwei willkürliche Positionen begrenzten endlichen Bewegungsabschnitt*“ (Alt, 2001) darstellt. Als instantane oder infinite Achsen werden „*Momentane Achsen als Ergebnis einer quasi kontinuierlichen Bewegungsanalyse mit fast unendlich kleinen Inkrementen zwischen den einen Bewegungsabschnitt begrenzenden Positionen*“ (Alt, 2001) bezeichnet. Die Mehrzahl der Autoren spricht allerdings von einem zweidimensionalen Problem mit zwei Freiheitsgraden, geht also davon aus, dass es sich im unteren Sprunggelenk um eine reine Scharnierbewegung ohne oder nur mit sehr geringen translatorischen Anteilen handelt (Elftman & Manter, 1935; Isman, 1969; van den Bogert, Smith & Nigg, 1994; Alt, 2001; Hochwald, 2006). Manter teilt diese Auffassung nicht. Er stellt eine Schraubebewegung zwischen Talus und Calcaneus in Form einer Translation von 1,5 mm pro 10° Rotation fest (Manter, 1941; Alt, 2001), welche auch von Mayer bestimmt wurde (Meyer, 1873). Entgegen der Meinung dieser beider Autoren konnte Hicks keine translatorische Bewegung feststellen und gibt an, dass, sollte überhaupt eine translatorische Bewegung vorhanden sein, diese lediglich in einem Bereich von 2-3 Millimetern läge (Hicks, 1953).

Tabelle 1: Ergebnisse zur räumlichen Orientierung der STA aus der Literatur (modifiziert nach Alt, 2001 und Hochwald, 2006).

Autor	Jahr	n	Lage	α [°]	Typ	Methode
Elftmann u. Manter	1935	n.a.	Ink. Dev.	43 28	finite	in vitro Gelenkgeometrie
Manter	1941	16	Ink. Dev.	42 16	finite	in vitro graphisch-mechanische Verfahren mit am Talus fixierten Stahlpins
Root et. Al.	1966	22	Ink. Dev.	41 17	n.a.	in vitro graphisch-mechanische Verfahren mit am Talus fixierten Stahlpins
Inman & Isman	1969	47	Ink. Dev.	42 23	finite	in vitro manuelles bewegen des Talus, suche nach Punkt minimaler Bewegung
Downing et al.	1978	50	Ink. Dev.	43 18	biphasisch	in vivo Berechnung aus Endstellung max. Pronation /Supination, mit Hilfe angebrachter Zeiger an Calcaneus und Tibia
Van Langelaan	1983	19	Ink. Dev.	33 29	instantan	in vitro Stereo-Röntgen- Photogrammetrie
Lundberg	1989	8	Ink. Dev.	33 29	biphasisch	in vivo, invasiv Stereo-Röntgen- Photogrammetrie mit applzierten Tantalummarkern
van den Bogert et. al.	1994	14	Ink. Dev.	37 18	finite	in vivo, nicht invasiv 3D-Photogrammetrie, Berechnung durch Anpasung eines 2D Modells an die kinematischen Daten des Experiments
Alt	2001	22	Ink. Dev.	56 8	fnite	in vivo, nicht invasiv 3D-Photogrammetrie, Berechnung mit Hilfe des Helical-Axis Verfahrens
Hochwald	2006	97	Ink. Dev.	28 3	finite	in vivo, nicht invasiv ultraschallbasierte 2D- Bewegungsanalyse
Lewis	2009	24	Ink. Dev.	33 18	finite	in vivo, nicht invasiv videobasierte Bewegungsanalyse
Goto	2009	4	Ink. Dev.	39/ 40 46/ 50	biphasisch	in vivo Bewegungsanalyse im MRT

Unabhängig von der angenommenen Lage der Achse stellen viele Autoren eine sehr starke interindividuelle Variabilität der Sprunggelenkanatomie und damit auch der Lage der Achse fest (Isman & Inman, 1969; Manter, 1941; Hicks, 1953; Barbaix, 2000). Mit der Variabilität taucht auch die Frage auf, inwiefern eine veränderte Achslage die Wirkungsweise der umliegenden Muskulatur ändert (Sarrafian, 1993). Beispielsweise würde der M. triceps surae bei einer STA mit negativem Deviationswinkel nicht wie bisher angenommen als Supinator, sondern als Pronator wirken. Damit rückt auch die Bedeutung der Lage der STA für die Statik und Mechanik des Sprunggelenkkomplexes sowie der gesamten unteren Extremität und damit des kompletten Gangzykluses in den Vordergrund.

Pisani (1998) hebt die Bedeutung der Sprungbein-Torsionsmomente im Zusammenhang mit den Torsionsmomenten der gesamten unteren Extremität hervor. Während der ontogenetischen Entwicklung erfahren der Oberschenkel, der Unterschenkel und auch das Sprungbein entgegengesetzte Verdrehungsmomente, sogenannte Torsionen. Die einzelnen Elemente können durch eine entsprechende Anatomie der Gelenke noch zusätzlich zueinander rotiert sein. Der Femur ist nach Innen verdreht und Tibia und Talus nach Außen (Pisani, 1998). Pisani (1998) bezeichnet den Winkel zwischen der anatomischen Achse des Talushalses und der Gangrichtung als den funktionellen Beugungswinkel des Talus, dessen Wert von der Statik der anderen Elemente beeinflusst wird, wobei sich die Torsionen der verschiedenen Beinsegmente gegenseitig ausgleichen. Möglicherweise spiegelt sich der funktionelle Beugungswinkel des Talus in der von Jones (1945) festgestellten Außenrotation des Fußes wider, oder hängt mit dieser zusammen. Jones stellt fest, dass die Gelenke der unteren Extremität im Normalfall so zueinander verdreht sind, dass es zu einer physiologischen Außenrotation des Fußes um circa 10° von der Anterior-Posterior-Achse des Körpers kommt (Jones, 1945), welche durch die Bewegungsübertragung zwischen Talus und Tibia beeinflusst sei. Diese Außenrotation spiegelt sich im Gangwinkel wieder, welcher als der Winkel zwischen der Fußhalbierenden und der Gangrichtung definiert ist (Song, Hillstrom, Secord, & Levitt, 1996). Im Laufe der Jahre wurden für den Gangwinkel häufig abweichende Werte diskutiert. Vierordt (1881) gibt einen Winkel von 30° zwischen beiden Fußlängsachsen an, was bei einem symmetrisch ausgebildeten Gangwinkel zu einem Winkel von 15° führt. Diese Winkelangabe wird von Dourquet et al. bestätigt (Ducroquet, Ducroquet & Ducroquet, 1968). Allerdings stellte Dougan einen Gangwinkel zwischen 6° und 7° fest, was wiederum besser zu den Ergebnissen von Jones (1945) passen würde. Dougan (1924) erhielt seine Ergebnisse anhand einer größeren Stichprobe als die übrigen Autoren. Auch Patek (1926) stellte an einer großen Stichprobe einen Gangwinkel von 6° fest. Brinckmann diskutiert den Gangwinkel im Zu-

sammenhang mit dem Abrollvorgang der Femorcondylen und der Spannungsverteilung auf der Gelenkoberfläche des Kniegelenks, und damit der Frage der Auswirkung des Gangwinkels auf die Beschwerdenentwicklung im Kniegelenk (Brinckmann, 1981). Song (1996) stellte bei niedrigerem Fußgewölbe einen geringeren Gangwinkel fest. Er vermutet den Grund für den Zusammenhang bei anderen individuellen Faktoren, wie der Tibiatorsion und der Hüftgelenkrestriktion. Die aufgeführten Arbeiten zeigen, dass die einzelnen Ergebnisse, trotz eines vermuteten Zusammenhangs der Ausrichtung und Ausprägung der einzelnen Beinsegmente, nicht zueinander passen zu schienen. Eine Erklärung hierfür ist möglicherweise in der großen interindividuellen Variabilität zu suchen.

Die individuelle Statik der unteren Extremität wirkt sich vermutlich funktionell ebenfalls in einer variablen Mechanik aus (Imhauser, 2008).

Das Sprunggelenk kann funktionell nicht isoliert betrachtet werden, weil eine Bewegungsübertragung zwischen Fuß und Unterschenkel über das Sprungbein stattfindet.

Der Fuß befindet sich zu Beginn des Touchdowns in einer supinierten Stellung. Während des Touchdowns rotiert der Fuß um die STA und proniert. Gleichzeitig rotiert die Tibia nach Innen (Segesser & Nigg, 1980). Zwischen Calcaneus und Tibia konnte durch einige Forschergruppen eine Bewegungsübertragung festgestellt werden (Jones, 1945; Hintermann, 1994; Hintermann & Nigg, 1998). Eine Eversion des Calcaneus führt zu einer einwärts gerichteten Rotation der Tibia. Zeitgleich rotiert das Becken (von Touchdown bis Midstance) im Verhältnis zum stützenden Bein auswärts, was wiederum zu einer Auswärtsrotation des Femurs führt. Die Bewegung ausgehend vom Calcaneus und diejenige ausgehend von der Hüfte sind gegenläufig und führen möglicherweise zu Überlastungen im Bereich des Kniegelenks oder Unterschenkels. Bezüglich der Bewegungsübertragung zwischen Calcaneus und Tibia konnten sehr große interindividuelle Variationen festgestellt werden (Hintermann & Nigg, 1998; Stacoff et al., 2000). Auch wird von einem Zusammenhang der Orientierung der STA und dem Ausmaß der Bewegungsübertragung gesprochen (Hintermann & Nigg, 1998). Ebenso konstatieren Hintermann und Nigg (1998) einen Zusammenhang zwischen der Fußgewölbehöhe und dem Ausmaß der Bewegungsübertragung. So spricht er von einer starken Tibiarotation bei Personen mit einem Hohlfuß und einer geringen Bewegungsübertragung bei Personen mit einem Plattfuß.

Auch ist zu erwähnen, dass, wie im vorhergehenden Kapitel dargestellt, die Situation während der Abrollbewegung des Fußes, bedingt durch die Bewegungsachsen im oberen und unteren Sprunggelenk, mit der mechanischen Belastung der Achillessehne in Zusammenhang zu stehen scheint (Hintermann & Holzach, 1992).

Close (Close, Inman, Poor & Todd, 1967) und van den Bogert (van den Bogert et al., 1994) stellten einen Zusammenhang zwischen der räumlichen Orientierung der Subtalarachse und der Fußform beziehungsweise der Fußgewölbehöhe fest. Ein Deviationswinkel von circa 16° entspräche einem Normalfuß, ein Deviationswinkel $<16^\circ$ einem Hohlfuß und $>16^\circ$ einem Platt-/ Senkfuß (Close et al., 1967). Eine Erklärung für diese Zusammenhänge bleibt der Autor schuldig. Van den Bogert stellte eine positive Korrelation zwischen dem Inklinationswinkel der STA und der Fußgewölbehöhe fest (van den Bogert et al., 1994). Ein um $0,5^\circ$ größerer Inklinationswinkel entspräche einem um 1mm höheren Fußgewölbe. Kirby (2001) spricht außerdem davon, dass die Orientierung der STA mit knöchernen Elementen des Fußes in Zusammenhang steht. Er gibt an, dass dieser Zusammenhang das Ausmaß und Gleichgewicht von Supination und Pronation während der Abrollbewegung direkt beeinflusst. Er spricht auch davon, dass bei stark nach medial verdrehter STA, also einem sehr großen Deviationswinkel, das Längsgewölbe des Fußes niedriger ausgeprägt, also eher ein Plattfuß erkennbar ist. Diese Aussage deckt sich mit der Annahme von Close et al. (1967).

Die oben erwähnten Studien sollen hervorheben, welche Bedeutung der STA als Teil der komplexen Statik und Mechanik der unteren Extremität und damit auch ihrem möglichen Einfluss auf die Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen beizumessen ist. Kirby (2001) spricht davon, dass die Lage der STA dazu beitragen kann die Mechanik des Fußes und der unteren Extremität zu erklären. Eine veränderte STA sei verantwortlich für eine Änderung externer und interner Kräfte.

Um so mehr kommt die Frage nach einem geeigneten Verfahren auf, das es gestattet, einen möglichen Zusammenhang zwischen STA und chronischen Überlastungsfolgen zu untersuchen.

Hochwald entwickelte ein diagnostisches, nicht invasives In-vivo-Verfahren zur Bestimmung der Gelenkachsen des Sprunggelenks, das optimal im Feld eingesetzt werden kann (Hochwald, 2006) und mit dessen Hilfe es möglich ist sehr große Stichproben zu erfassen. Das Verfahren erlaubt es mittels Bewegungsanalyse des Sprunggelenkkomplexes im Verhältnis zur Tibia, die subtalare Gelenkachse zu bestimmen. Eine erste Studie von 97 Probanden in-vivo ergaben einen Inklinationswinkel von $28^\circ \pm 15^\circ$ und einen Deviationswinkel von lediglich $3^\circ \pm 11^\circ$. Beide Winkel weichen deutlich von den Ergebnissen Ismans und Inmans (1969) ab. Insbesondere der Deviationswinkel scheint mit 3° sehr gering zu sein. Hochwald (2006) erklärt diese große Abweichung durch die Messung in-vivo im Vergleich zu der Methode Ismans und Inmans (1969), die in-vitro Messungen durchführten. Hochwald (2006) beruft sich auf Alt (2001), der die Bedeutung der Strukturen insbesondere im Sinus tarsi für die Relativbewegung zwischen Talus und Calcaneus betont.

3 Problem- und Fragestellung

Basierend auf den theoretischen Hintergründen und der Literaturanalyse zeigt sich deutlich, dass die individuellen prädisponierenden Faktoren für chronische Überlastungsfolgen bei laufbetonten Sportarten nach wie vor unbekannt sind.

Zum einen scheint es sich nicht um eine singuläre Ursache-Wirkungsbeziehung zu handeln, wodurch die Forderung nach einem mehrfaktoriellen Ansatz hervorgerufen wird. Zum anderen scheinen die in bisherige mehrfaktorielle Studien einbezogenen Einflussfaktoren das Problem nicht ausreichend erklären zu können. Daher muss durchdacht werden, welche anatomischen Faktoren möglicherweise die Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen, speziell der Achillessehne, beeinflussen.

Bedingt durch die Bewegungsachsen des oberen und unteren Sprunggelenks wird die Achillessehne durch Lageveränderungen des Rückfußes Druck- und Reibungskräften ausgesetzt (Hintermann & Holzach, 1992). Bei einer STA mit positivem Deviationswinkel wirkt die Achillessehne in der Landephase und in der beginnenden Standphase als Bremse der Pronationsbewegung und in der Abstoßphase rückfußaufrichtend (Segesser & Nigg, 1980). Das bedeutet, dass die Achillessehne während der Rotation um die STA unter Zug steht. Es kann postuliert werden, dass ein größerer Abstand zwischen der Achillessehne und dem Durchstoßpunkt der STA durch die Haut zu stärkeren mechanischen Belastungen der Achillessehne führt (vgl. Abbildung 9).

Folgende theoretischen Überlegungen liegen dieser Annahme zugrunde: Während der Abrollbewegung beim Gehen findet eine Pronations- und Supinationsbewegung im Rückfuß statt. Diese beinhaltet eine Rotation des Calcaneus um die STA. Nimmt man an, dass der Abstand der Achillessehne zum Durchstoßpunkt der STA durch die Haut bei größerem Deviationswinkel zunimmt, vergrößert sich auch die Pendelbewegung der Achillessehne bei gleichbleibender Pro-/Supination. Da es sich bei einer Pronationsbewegung nicht nur um die Eversionsbewegung des Calcaneus, sondern gleichzeitig um eine kombinierte Abduktion des Vorfußes und eine Dorsalflexion des Fußes handelt (Hintermann & Nigg, 1998), wird die Achillessehne bedingt durch die besondere Lage der STA in ihrem calcanearen Ansatz (cA) in drei Ebenen bewegt.

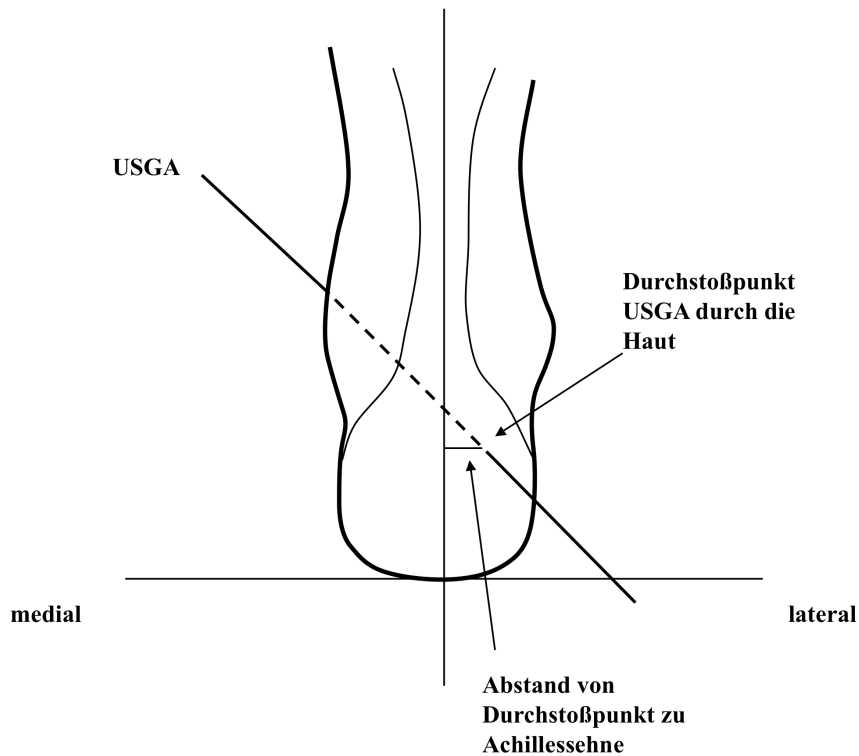


Abbildung 9: Rechtes Sprunggelenk mit STA von posterior. Zeigt den Abstand zwischen der Achillessehne und dem Durchstoßpunkt der STA durch die Haut.

Diese können folgendermaßen beschrieben werden: Es findet (1.) eine halbkreisförmige Seitbewegung im Zuge der Eversion des Calcaneus in der Frontalebene statt. Während dieser Bewegung gleitet der calcaneare Ansatz der Achillessehne auf dem Tuber calcanei entlang, was zu Reibungen zwischen der Sehne und dem Calcaneus führt (vgl. Abbildung 10 links). Außerdem (2.) abduziert der Vorfuß während der Pronationsbewegung, was eine Innenrotation des Calcaneus mit sich führt und damit bewegt sich der calcaneare Ansatz halbkreisförmig in der Transversalebene. Dies führt zu einer Verdrehung der Achillessehne (vgl. Abbildung 10 mitte). Als letzte Teilbewegung der Pronationsbewegung ist (3.) die Dorsalflexion des Fußes zu nennen, die einher geht mit einer Abwärtsbewegung des Calcaneus und folglich mit einer Bewegung des calcanearen Ansatzes in der Sagittalebene (vgl. Abbildung 10 rechts), Die Achillessehne wird dabei in Längsrichtung gedehnt. Alle Bewegungen sind auf die besondere Anordnung von OSGA zu STA zurückzuführen. Es kann vermutet werden, dass die Teilbewegungen bei unauffälliger Ausrichtung der STA zu mechanischen Belastungen innerhalb der Achillessehne führen, welche die Sehne nicht über das physiologische Maß hinaus belasten. Verändert sich aber die Orientierung der STA im Sinne eines größeren Deviationswinkels, so übersteigen möglicherweise die Zugkräfte das physiologische Maß oder werden zunehmend asymmetrisch.

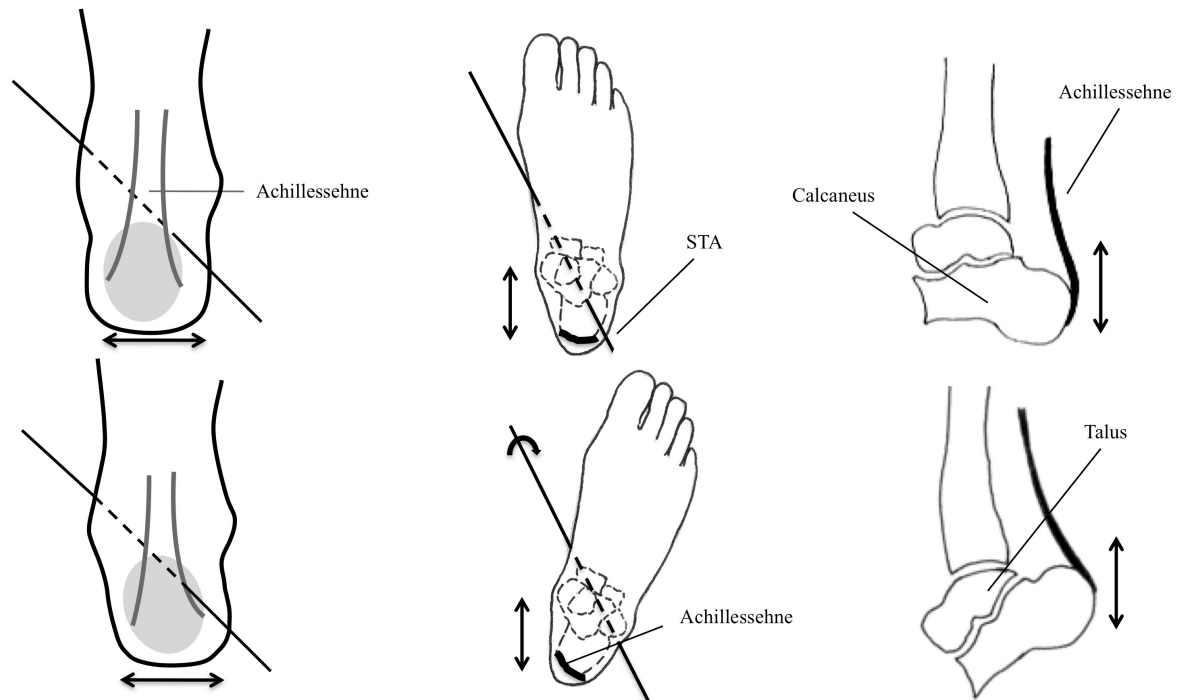


Abbildung 10: Teilbewegungen der Pronationsbewegung und die dadurch bedingten Bewegungen des calcanearen Ansatzes in drei Ebenen: Eversionsbewegung des Calcaneus (links) mit Bewegung des calcanearen Ansatzes in der Frontalebene, Abduktionsbewegung des Vorfußes (mitte) mit Bewegung des cA in der Transversalebene und Dorsalflexion des Fußes (rechts) mit Bewegung des cA in der Sagittalebene.

Segesser und Mayer sehen einen asymmetrischen Zug in der Achillessehne als häufige Ursache für Überlastungssymptome im Bereich der Achillessehne (Segesser & Nigg, 1980; Mayer & Grau, 2000). Hintermann stellt eine direkte Abhängigkeit der Reibungsarbeit von der Zugkraft der Sehne und dem Rotationswinkel des Calcaneus fest (Hintermann & Holzach, 1992). Es kann postuliert werden, dass nicht nur die Pro-/Supinationsbewegung Einfluss auf den Rotationswinkel des Calcaneus hat, sondern auch die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse, welche die Pro-/Supinationsbewegung vermutlich determiniert.

Durch einige Forschergruppen konnte eine Bewegungsübertragung zwischen Calcaneus und Tibia festgestellt werden (Jones, 1945; Hintermann & Nigg, 1998; Hintermann, 1994), deren Ausmaß durch die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse beeinflusst wird (Alt, 2001). Auf Grundlage der in der Literatur beschriebenen gegenläufigen Rotation von Tibia und Femur, die sich auf die Bewegungsübertragung zwischen Calcaneus und Tibia begründet, kann vermutet werden, dass die Lage der STA nicht nur mit der Entstehung von Achillessehnebeschwerden, sondern auch

mit der Entstehung von Kniebeschwerden zusammen hängt, wie es auch von Hintermann und Nigg (1994) gemutmaßt wurde.

Da in Ermangelung einer geeigneten Methode zur Bestimmung der STA trotz häufiger Mutmaßungen deren Zusammenhang zu Überlastungsfolgen bisher nicht untersucht werden konnte, soll die STA als möglicher Einflussfaktor sowohl einfaktoriell untersucht, aber auch in einen mehrfaktoriellen Ansatz aufgenommen werden. Andere mögliche Einflussfaktoren ergeben sich aus der Literatur. Jenen Faktoren soll besonderes Augenmerk geschenkt werden, die an der komplexen Statik und Mechanik der unteren Extremität beteiligt sind. Häufig als Einflussfaktor diskutiert wurde die Beschaffenheit des Fußgewölbes und der Fußform. Es wurden direkte Zusammenhänge zwischen der Fußform und der Entstehung von Überlastungsfolgen gemutmaßt und untersucht (Lohrer, 2000; Kaufman et al., 1999; Wen et al., 1998), aber auch Zusammenhänge zwischen der Fußform und anderen anatomischen Parametern wie der Lage der STA (Close et al., 1967; van den Bogert et al., 1994) sowie der Pronationsbewegung (Grau et al., 2003; Hintermann & Nigg, 1998).

Zusätzlich zu der Form des Fußes wird auch die Ausrichtung des Fußes in Bezug auf die Gangrichtung bei der Abrollbewegung als bedeutend angesehen. Diese Ausrichtung wird als Gangwinkel bezeichnet (Song, 1996). Der Ursprung des Gangwinkels, also die Außenrotation des Fußes im Verhältnis zur Anterior-Posterior-Achse des Körpers, kann mehrere Ursachen haben. Sie kann durch die Hüftausdrehung, durch die Auswärtsdrehung des Unterschenkels im Vergleich zum Oberschenkel, die Tibiatorsion oder die Auswärtsdrehung des Fußes im Verhältnis zum Unterschenkel entstehen. Allerdings ist vermutlich eine Kombination aus allen Möglichkeiten die Ursache für den Gangwinkel. Brinckmann (1981) vermutet den Gangwinkel als Auslöser für Kniebeschwerden. Auch wird ein Zusammenhang zwischen Gangwinkel und Fußform diskutiert (Song, 1996).

Ein dritter Einflussfaktor, der sehr großes Interesse in der Literatur findet, ist die Pronationsbewegung. Die vermuteten Zusammenhänge zur Entstehung von Überlastungsfolgen allgemein und der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden wurden in der Literaturanalyse ausführlich dargestellt (Hintermann & Nigg, 1998; Segesser & Nigg, 1980; Grau et al., 2003). Gemeinsam mit der Lage der STA lässt sich möglicherweise das komplexe Problem der Entstehung von cÜF und Achillessehnenbeschwerden aufklären.

Ziel dieser Arbeit ist es, individuelle anatomische Risikofaktoren der Fuß- und Sprunggelenkanatomie für die Entstehung von cÜF im Allgemeinen und der Achillessehne im Speziellen aufzuklären und in diesem Zusammenhang den Einfluss der Lage der STA zu untersuchen. Es sind folgende Hypothesen zu überprüfen:

- I. *Die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse ist möglicherweise an der Entstehung chronischer Überlastungsfolgen beteiligt.*
 - a. *Wenn es einen Zusammenhang zwischen der STA und der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden gibt, dann sollten im statistischen Vergleich Sportler laufbetonter Sportarten mit Achillessehnenbeschwerden eine andere Orientierung der STA zeigen als Sportler ohne Beschwerden.*
 - b. *Wenn es einen Zusammenhang zwischen der STA und der Entstehung von Kniebeschwerden gibt, dann sollten im statistischen Vergleich Sportler laufbetonter Sportarten mit Kniebeschwerden eine andere Orientierung der STA zeigen als Sportler ohne Beschwerden.*
- II. *Bei der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen handelt es sich um ein multikausales Problem. Wenn die Parameter Gangwinkel, Fußform, Pronationsbewegung und die Lage der STA in einem Zusammenhang mit der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen stehen, dann sollte sich durch eine multifaktorielle statistische Analyse die Interaktion der Parameter aufdecken lassen.*

4 Material und Methoden

Zu Beginn der Untersuchung wurde eine Befragung der Probanden von circa fünf Minuten Dauer durchgeführt. Anschließend folgte eine circa achtminütige Laufbandanalyse mit deren Hilfe gangspezifische Parameter erfasst wurden. Zuletzt wurde die räumliche Orientierung der Sprunggelenkachsen bestimmt. Die Bestimmung der Sprunggelenkachsen nahm gewöhnlich 10 Minuten in Anspruch, sodass die Untersuchungsdauer pro Athlet mit weniger als 30 Minuten angenommen werden konnte.

4.1 Probandenstichprobe

An der Untersuchung nahmen vorwiegend Langstreckenläufer teil. Die Probanden wurden zu Beginn der Untersuchung über mögliche Risiken aufgeklärt und willigten freiwillig in die Untersuchung ein. Als Einschlusskriterium wurden eine wöchentliche Laufleistung von mindestens 20 km und eine Trainingsgeschichte von mindestens 3 Jahren formuliert. Ebenfalls wurden nur Langstreckenläufer und keine Walker oder Nordic-Walker in die Studie impliziert. Die Probanden konnten mit Hilfe des württembergischen Leichtathletikverbandes sowie der umliegenden Lauf- und Marathonvereine und Aufrufen in Zeitung und Radio akquiriert werden. Zudem wurden Messungen auf den Läufermessen von Marathonveranstaltungen durchgeführt, um eine entsprechend große Probandenzahl gewährleisten zu können. Zusätzlich wurden Athleten aus laufbetonten Sportarten, wie Fußball, Handball und Basketball in die Untersuchung aufgenommen.

Sowohl Probanden mit vorangegangenen akuten und chronischen Überlastungsfolgen an der unteren Extremität wie auch völlig unverletzte Probanden wurden eingeschlossen. Personen mit zum Zeitpunkt der Messung akuten Verletzungen an der unteren Extremität wurden nicht eingeschlossen. Ein zusätzliches Ausschlusskriterium war ein sehr geringes Bewegungsausmaß (Range of motion; ROM) im subtalaren Gelenk.

4.2 Anamnese

Es wurden die anthropometrischen Daten, die Trainingsgewohnheiten (vgl. Tab. 3) und die bisherigen Beschwerden (vgl. Tab. 4) erhoben und jeweils dokumentiert, an welchem Fuß und zu welchem Zeitpunkt Beschwerden auftraten.

Der Untersucher befragte die Probanden zu Beginn der Untersuchung und füllte die Datenbank aus.

*Tabelle 2: Erfasste Daten bezüglich der Anthropometrie und der Trainingsgewohnheiten. (Die mit * gekennzeichneten Angaben wurden lediglich bei Langstreckenläufern erhoben.)*

Athropometrie	Trainingsgewohnheiten
Geburtsdatum	Sportart
Geschlecht	Trainingsgeschichte (a)
Körpergröße	Trainingsumfang pro Woche (h/Woche)
Körpermasse	Trainingsdistanz pro Woche (km/ Woche)*
Schuhgröße	Trainingsuntergrund (Asphalt, Waldboden, Sand, Tartan, Rasen, Schotter)*
Abstand mediale Femurcondylen	Alter der Laufschuhe (a)*
Abstand mediale Malleolen	Schuhmarke*
	Vorfuß- oder Rückfußläufer*
	Andere Sportarten

Es wurden die Beinachsen der Probanden bestimmt. Hierfür wurden die Studienteilnehmer gebeten, die Beine so weit wie möglich zu schließen. Mit Hilfe einer modifizierten Schieblehre wurde, soweit vorhanden, der Abstand zwischen den medialen Femurcondylen und den medialen Malleolen gemessen und in die Datenbank eingetragen.

Tabelle 3: Abgefragte Verletzungen der unteren Extremität

Kniegelenk	Sprunggelenk und Fuß	Unterschenkel	Oberschenkel	Sonstige Verletzungen
Jumpers knee	Mediale Kapselbandverletzung	Ermüdungsbruch Tibia	Gluteus-medius-Verletzung	
Femoropatellares-Schmerzsyndrom	Laterale Kapselbandverletzung	Tibiakanten-Syndrom	Hamstring-Verletzung	
Iliotibiales-Band-Syndrom	Achillessehnenverletzung			
Meniskusverletzungen	Bursitis Subachillae			
Vordere Kreuzbandverletzung	Dorsaler Fersensporn			
Hintere Kreuzbandverletzungen	Tibialis-posterior-Verletzung			
Knorpelschaden	Plantarfasciitis			
Arthrose	Ermüdungsbruch Mittelfuß			
	Arthrose			

4.3 Laufbandanalyse

Auf einem Laufband der Firma Zebris® (FDM-T) wurden der Arch Index und der Gangwinkel mittels plantarer Druckverteilung und der Achillessehnenwinkel mittels Videoanalyse bestimmt.

Das Laufband des Typs FDM-TL Horizon Evolve ermöglicht eine Laufgeschwindigkeit von 1 bis 10 km/h bei einem maximalen Benutzergewicht von 130 kg. Die Lauffläche beträgt 113x43 cm und der integrierte Motor hat eine Dauerleistung von 1,5 PS.

4.3.1 Plantare Druckverteilung

Unter der Lauffläche des Laufbandes befindet sich eine Messplatte zur kapazitiven Kraftmessung. Bei den Kraftsensoren handelt es sich um 5376 FDM-Sensoren mit einer

Ortsauflösung von 1,4 Sensoren/cm², die in einer 95x40 cm großen Sensorfläche liegen. Der Messbereich dieser Sensoren liegt zwischen 1 und 120 N/cm². Die maximale Abtastrate beträgt 120 Hz.

Die entsprechende Software (WinFDM-T Stance, video and gait analyse; Version: 01.01.09) bringt die aufgezeichneten Kraftwerte in real-time zur Anzeige.

Mit Hilfe der WinFDM-T Zebrissoftware© ist es möglich eine statische und eine dynamische Kraftanalyse vorzunehmen. In beiden Fällen ist die Belastungsverteilung unter den Füßen zeitgleich zur Aufnahme auf dem Monitor als farbkodierter Abdruck zu sehen (vgl. Abbildung 11). Blautöne repräsentieren geringe, Grüntöne mittlere und Rottöne repräsentieren hohe Drücke.

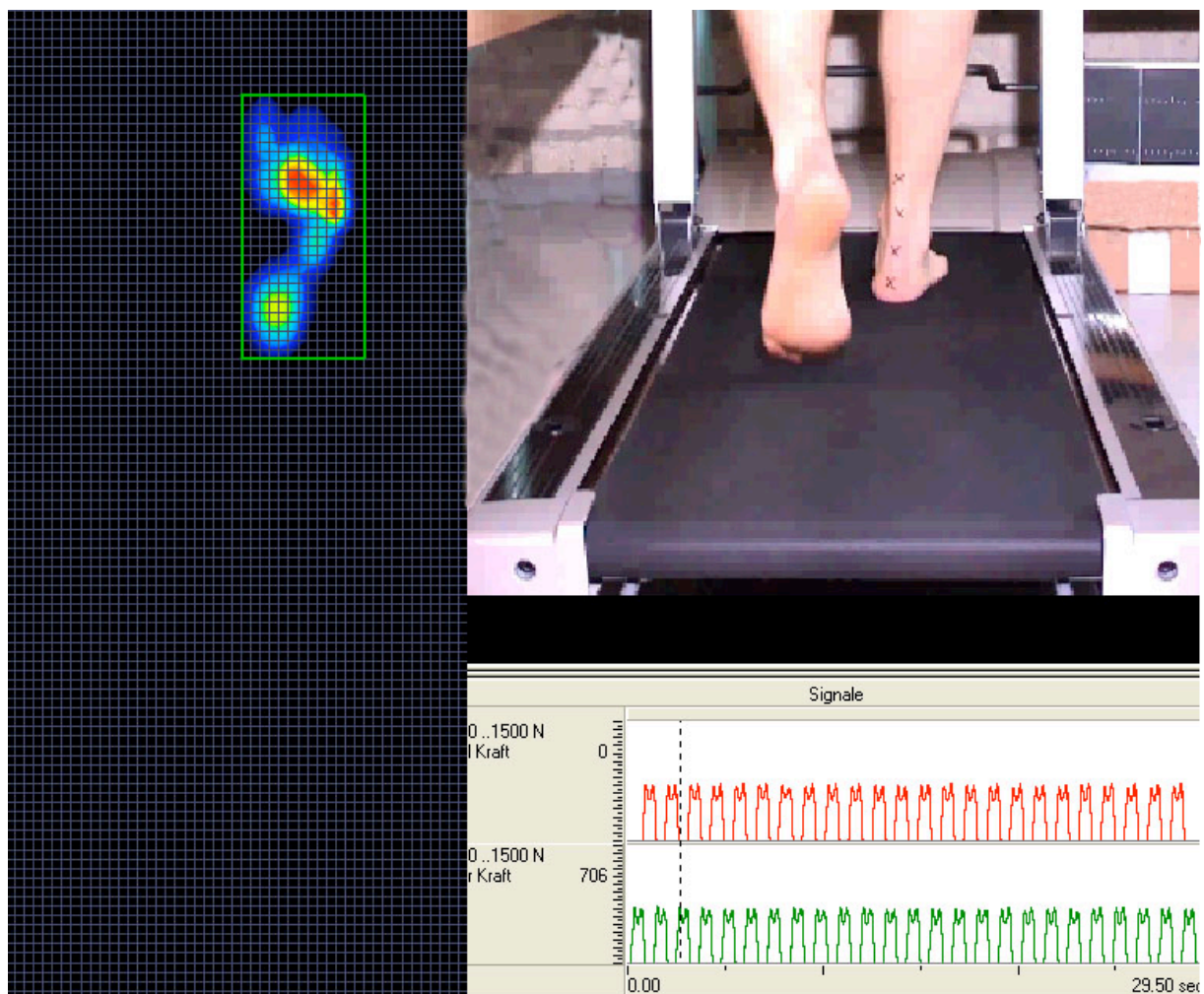


Abbildung 11: Echtzeit-Darstellung einer dynamischen Kraftanalyse. Plantare Druckverteilung mit farbcodiertem Abdruck eines rechten Fußes (links), dazugehörige Videodarstellung (rechts oben) und Bodenreaktionskraftkurven des linken und rechten Fußes (rechts unten) (Zebris Technologie©).

Bei der dynamischen Kraftverteilung ist die farbig codierte Belastungsverteilung des jeweiligen Abrollvorganges sichtbar. In einem gesonderten Diagramm ist die Bodenreaktionskraftkurve im zeitlichen Verlauf zu sehen (vgl. Abbildung 11). Eine zeitliche Zuordnung der Kraftkurve zum linken und rechten Abrollvorgang wird automatisch nach der Messung durchgeführt. Bei Bedarf kann der Verlauf des Center of pressure (CoP) dargestellt werden.

4.3.2 Videoanalyse

Sowohl bei der statischen als auch bei der dynamischen Kraftmessung wird synchron zu den Kraftdaten eine Videospur mit eingelesen und angezeigt (vgl. Abbildung 12). Die Synchronisation der Druckverteilung und des Videos erfolgt über das Aufprägen eines Taktsignals auf der Tonspur der Videoaufnahme. Die Aufnahme erfolgt mit einer handelsüblichen digitalen Videokamera. Die Bildebene ist parallel zur Frontalebene der Probanden ausgerichtet. Eine Kalibrationsaufnahme wurde mit Hilfe einer Kalibrations tafel an einer markierten Position aufgezeichnet.



Abbildung 12: Markierungen im Verlauf der Achillessehne zur Bestimmung der Pronationsbewegung beim Gehen.

Die Videoaufnahme dient der Analyse der Pronationsbewegung beim Gehen. Hierfür werden im Verlauf der Achillessehne Markierungen angebracht. Nach Nigg (Nigg & Segesser, 1986) werden die Marker zur Untersuchung der Pronationsbewegung in der Frontalebene im Stand an folgenden Landmarken der Probanden angebracht (für den barfüßigen Fuß modifiziert):

- Erstes Kreuz zentral mittig am unteren Teil des Fersenbeins.
- Zweites Kreuz zentral mittig oberhalb des ersten Kreuzes noch auf dem Fersenbein und unterhalb der Verbindungslinie beider Malleolen.
- Drittes Kreuz in der Mitte der Achillessehne knapp oberhalb der Verbindungslinie beider Malleolen.
- Viertes Kreuz ca. 15 cm oberhalb des 3. Kreuzes im Verlauf der Achillessehne mittig des Beins. Hierfür werden die Probanden gebeten sich auf die Zehenspitzen zu stellen, um den Verlauf der Achillessehne besser tastbar zu machen.

4.3.3 Ablauf der Laufbandanalyse

Auf dem Laufband wurde bei jedem Probanden eine Aufnahme des Gangs durchgeführt. Vor jeder Messung wurde die Messplatte ohne Gewichtsbelastung kalibriert. Die Probanden wurden gebeten auf Höhe einer Markierung aufrecht zu gehen. Die Probanden waren stets mit dem Notstopp des Bandes verbunden. Die Geschwindigkeit entsprach jeweils der subjektiven individuellen Ganggeschwindigkeit der Versuchspersonen. Diese wurde im Anamnesebogen festgehalten. Eine Eingewöhnungszeit von zwei Minuten wurde bei jedem Probanden eingehalten. Anschließend folgte eine dreißigsekündige Messphase, in der die Probanden angewiesen wurden, so gleichmäßig wie möglich, mit Blick geradeaus zu gehen.

4.4 Auswertung und Messgrößen

Der erste Teil der Auswertung der plantaren Druckverteilung erfolgte mit Hilfe der WinFDM-T Zebrissoftware©. Es wurden die rechten Fußabdrücke und linken Fußabdrücke entsprechend als rechts und links definiert.

4.4.1 Bestimmung des Arch Index

Zur Klassifikation der Fußform wurde der Arch Index (AI) des dynamischen Fußabdruckes nach Cavanagh (Cavanagh & Rodgers, 1987) berechnet. Der Arch Index stellt eine Maßzahl für das Flächenverhältnis zwischen Mittelfuß und Gesamtfußfläche dar. Es wird mit der beschnittenen Fußfläche (Fußfläche ohne die Fläche der Zehen) gearbeitet. Der Arch Index wird nach folgender Formel berechnet (vgl. Abbildung13):

$$AI = \frac{B}{A + B + C} \tag{1}$$

A+B+C: Gesamtfläche des Fußes ohne die Fläche der Zehen

A: Fläche des Rückfußes

- B: Fläche des Mittelfußes
 C: Fläche des Vorfußes

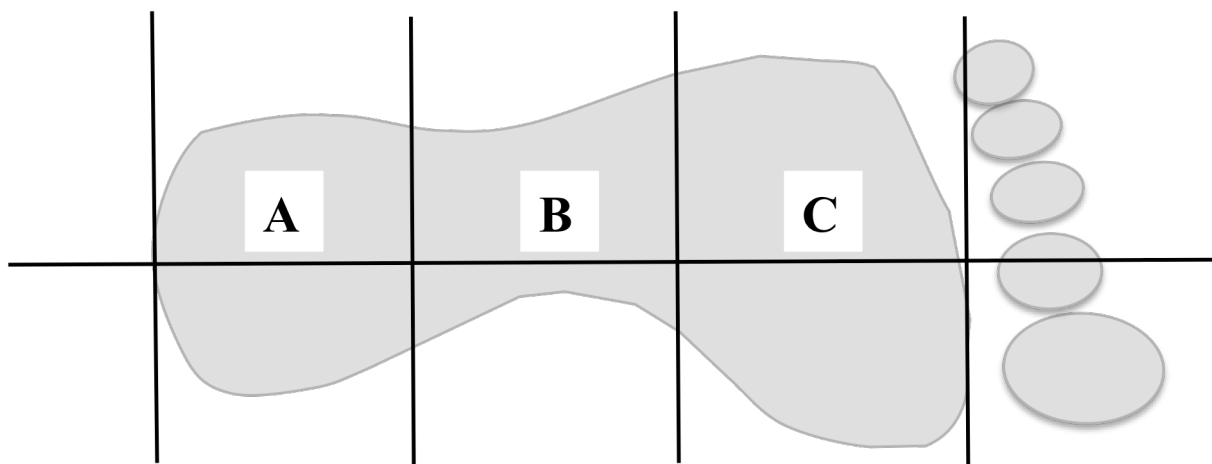


Abbildung 13: Bestimmung der Rückfuß-, Mittelfuß- und Vorfußfläche als Grundlage für die Berechnung des Arch Index eines linken Fußes nach Cavanagh (1987).

Mit Hilfe der WinFDM-T Zebrissoftware© wurde für jeden Probanden ein rechter und ein linker repräsentativer Fußabdruck ausgewählt und in eine Kästchenform umgewandelt, mittels welcher die Fläche bestimmt werden konnte. Die Fußabdrücke wurden stets bei voller Gewichtsbelastung ausgewählt, also bei Midstance. Dieser Zeitpunkt konnte anhand der Bodenreaktionskraftkurve ermittelt werden. Zunächst wurde eine Gerade von der Mitte der Ferse zur Spitze des zweiten Zehs gezeichnet, welche die Fußlängsachse darstellt. Anschließend wurde eine Orthogonale zur Fußlängsachse, tangential zum oberen Ende des Fußballens gezogen. Eine andere Orthogonale, tangential zum unteren Ende der Ferse, wurde ebenfalls eingezeichnet. Die Fußhalbierende, welche von der oberen und der unteren Tangente eingeschlossen wird, wurde in drei gleiche Teile geteilt. Die dabei entstehenden Flächen ergaben so die Vorfußfläche (C), die Mittelfußfläche (B) und die Rückfußfläche (A) (vgl. Abbildung 13). Diese dienten der Berechnung des Arch Index. Der Arch Index ist Grundlage für die Klassifikation der vorliegenden Fußform (vgl. Tabelle 4).

Tabelle 4: Klassifikation der Fußform mit Hilfe des Arch Index nach Cavanagh (1987).

Fußform	AI
Normalfuß	$0,21 < AI < 0,26$
Hohlfuß	$AI \leq 0,21$
Platt-/ Senkfuß	$AI \geq 0,26$

4.4.2 Bestimmung des Achillessehnenwinkels

Der Achillessehnenwinkel β wurde zum Zeitpunkt des Touch-Downs (TD) und zum Ende der Midstance-Phase (MS) mit Hilfe der WinFDM-T Zebrissoftware© bestimmt. Hierfür wurden jeweils drei Schritte ausgewertet und gemittelt. Für den initialen Achillessehnenwinkel bei TD wurde das Bild zu Beginn des Kraftanstiegs der Bodenreaktionskraftkurve ausgewählt (vgl. Abbildung 14).

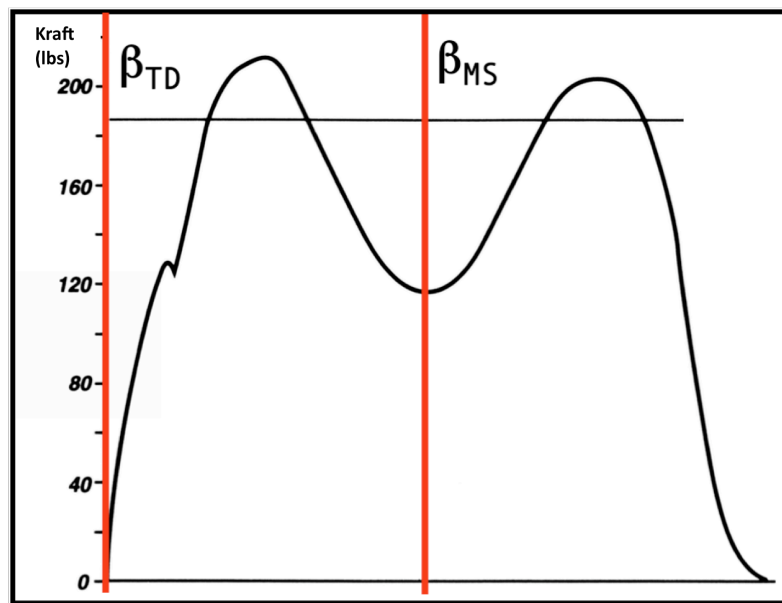


Abbildung 14: Bodenreaktionskraftkurve mit gekennzeichnetem Touch-Down und Midstance.

Die Software ermöglicht es, einen Winkel zwischen zwei definierten Geraden zu bestimmen. Es wurden zwei Gerade definiert: die erste verbindet die oberen beiden Kreuze auf dem Bein des Probanden miteinander und die zweite Gerade verbindet die unteren beiden Kreuze miteinander. Der Winkel zwischen diesen beiden Geraden, additiverweitert um 180° , stellt nach Nigg (Nigg & Segesser, 1986) den Achillessehnenwinkel zum Zeitpunkt des TD dar (vgl. Abbildung 15). Um den Achillessehnenwinkel zum Zeitpunkt maximaler Gewichtsbelastung zu erhalten, wurde das Bild am Ende des MS beim lokalen Minimum der Bodenreaktionskraftkurve ausgewählt und zu diesem Zeitpunkt, wie oben beschrieben, der Winkel bestimmt. Eine Aussage über das Maß der Pronationsbewegung lässt sich insbesondere durch die Differenz des Achillessehnenwinkels bei TD und bei MS ($\Delta\beta$) treffen (vgl. Formel 2). Auch der maximale Achillessehnenwinkel bei MS lässt Rückschlüsse auf das Maß der Pronation zu.

$$\Delta\beta = \beta_{MS} - \beta_{TD} \quad (2)$$

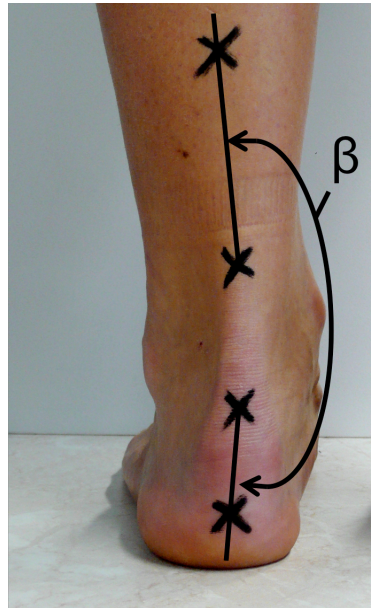


Abbildung 15: Achillessehnenwinkel β medial eines linken Fußes.

4.4.3 Bestimmung des Gangwinkels

Die Software ermöglicht es nicht, die einzelnen Fußabdrücke aufzusummieren und als Rohdaten darzustellen. Die aufsummierten Abdrücke können lediglich grafisch dargestellt werden. Diese grafische Darstellung dient als Grundlage zur Bestimmung des Gangwinkels. Nach (Cavanagh & Rogers, 1987) ist der Gangwinkel definiert als der Winkel zwischen Fußhalbierender und Gangrichtung (vgl. Abbildung 16). Die grafischen Darstellungen der aufsummierten Fußabdrücke wurden zeichnerisch weiter bearbeitet. Zunächst wurde die Fußhalbierende bestimmt. Hierfür wurde die breiteste Stelle des Fußballens und der Ferse ermittelt und markiert. Die Markierungen der beiden lateralen und der beiden medialen äußeren Punkte wurden mit einer Gerade verbunden. Die Fußhalbierende stellt die Winkelhalbierende beider Geraden dar. Die Gangrichtung war durch die Gangrichtung auf dem Laufband eindeutig definiert. Somit wurde der Gangwinkel als Winkel zwischen Senkrechter und Fußhalbierender gemessen. Der Gangwinkel wurde für den rechten und den linken Fuß bestimmt. Spannt sich der Gangwinkel nach lateral auf, sind die Werte positiv, spannt er sich hingegen nach medial auf, sind die Werte negativ.

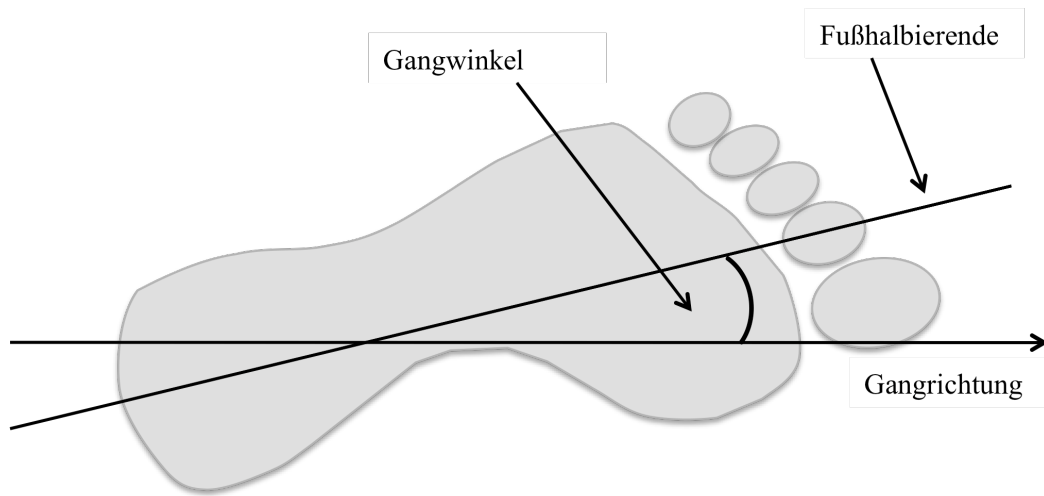


Abbildung 16: Positiver Gangwinkel eines linken Fußes als der Winkel zwischen Fußhalbierender und Gangrichtung.

4.5 Ultraschallbasiertes Verfahren zur Bestimmung der Sprunggelenkachsen

Zur Bestimmung der räumlichen Orientierung der Rotationsachsen im Sprunggelenk wurde eine an der Universität Stuttgart entwickelte Methode verwendet (Hochwald, 2006). Diese Methode ermöglicht es, die Achslagen des subtalaren Gelenkes in-vivo, nicht invasiv und in Echtzeit zu bestimmen. Zudem ermöglicht das Messsystem eine einfache Handhabung und Anwendung im Feld, was für eine Untersuchung dieser Größenordnung unabdingbar war.

Für die Bestimmung der Sprunggelenkachsen verwendet Hochwald ein Impulslaufzeitverfahren zur Entfernungsmessung.

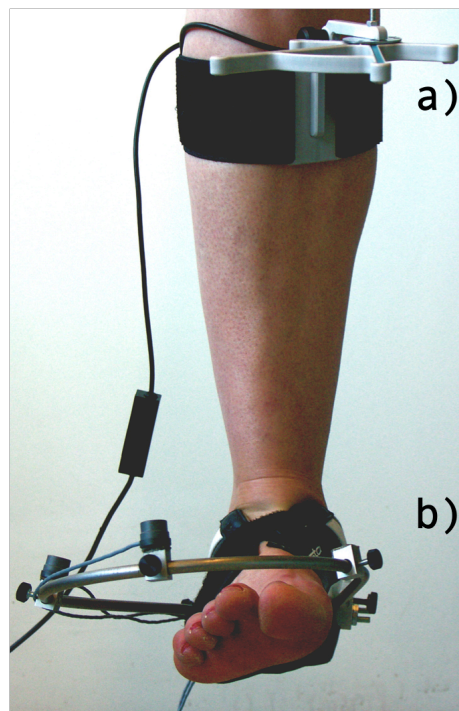


Abbildung 17: Anordnung von Empfänger (a) und Sendern (b) des Ultraschallmesssystems an einem rechten Unterschenkel in maximaler Dorsalflexion.

Die Methode beruht auf einer Bewegungsanalyse des Sprunggelenkkomplexes im Verhältnis zur Tibia. Über die Aufzeichnung eines festgelegten Bewegungsablaufes kann die Orientierung der Sprunggelenkachsen im Raum berechnet werden. Die Aufzeichnung erfolgt mit Hilfe eines Ultraschall-Laufzeit-Messsystems. Das Messsystem beruht auf dem modifizierten Bewegungsanalysesystem CMS 20 von Zebris©. Im Folgenden sind die technischen Daten aufgelistet:

- Maximal 8 Ultraschallsender (Masse = 1g; Frequenz = 40 KHz; Abstrahlwinkel $>120^\circ$) und 3 Mikrofone
- Eine Messrate von maximal 300 Hz pro Anzahl der Marker

- Die Auflösung im Nahbereich von 30 cm liegt zwischen 1/10 mm bis 1/100 mm
- Einzug über USB-Schnittstelle
- Die Masse liegt bei ca. 3 kg und die Ausmaße des Grundgerätes betragen 75 x 150 x 266 mm (B x H x T)

Zu Beginn der Messung werden die Probandendaten eingegeben und im Programm festgelegt, welcher Fuß gemessen wird. Anschließend wird das sogenannte Tibia-Koordinaten-System festgelegt. Die eigentliche Messung wird dann durch die spezielle Anordnung von Ultraschallsendern am Fuß und Ultraschallempfänger an der Tibia ermöglicht (vgl. Abbildung 17). Das Programm führt im Hintergrund die entsprechenden Rechenschritte aus und gibt am Ende sofort die berechneten Daten aus. Die Berechnung gliedert sich in mehrere Teile:

- Berechnung des Tibia-Koordinaten-Systems
- Kalibration: Die während des Festlegens des Tibia-Koordinaten-Systems aufgezeichneten Daten (Abstand der Ultraschallsender auf dem Taststift) dienen der Kalibration des Messsystems auf die jeweiligen Umgebungsbedingungen
- Berechnung der Achslagen des oberen Sprunggelenks
- Berechnung der Achslagen des unteren Sprunggelenks
- Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung der erhobenen Daten.

4.5.1 Festlegen des Tibia-Koordinaten-Systems

Die zu berechnenden Daten, wie Inklinations- und Deviationswinkel des oberen- und unteren Sprunggelenkes, müssen zu markanten anatomischen Punkten der jeweiligen Versuchsperson in Bezug gebracht werden. Ein durch die Anordnung von Empfänger und Sendern vorgegebenes Koordinatensystem wird auf das so genannte Tibia-Koordinaten-System transferiert. Aufgrund interindividueller Unterschiede der anatomischen Strukturen am Schienbein können die dort zu befestigenden Ultraschallmarker nicht bei jedem Probanden an derselben Stelle befestigt werden. Um jedoch einen interindividuellen Vergleich der Ergebnisse zu ermöglichen, findet bei jeder Messung eine Koordinatentransformation der Rohdaten statt. Um das für die Berechnung benötigte Tibia-Koordinaten-System festlegen zu können, wurde in Zusammenarbeit mit Hochwald und der Firma Zebris ein spezieller Oberflächenabtaststift entwickelt (vgl. Abbildung 17). Dieser Taststift ermöglicht es, die für das Koordinatensystem benötigten Punkte bequem zu erreichen. In den Stift sind die oben beschriebenen Ultraschallsender integriert. Die Spitzen (Spitze 1 und 2) werden verwendet, um definierte Oberflächenpunkte auf der Haut zu erfassen. Spitze 2 ermöglicht es die Achillessehne problemlos markieren zu können.

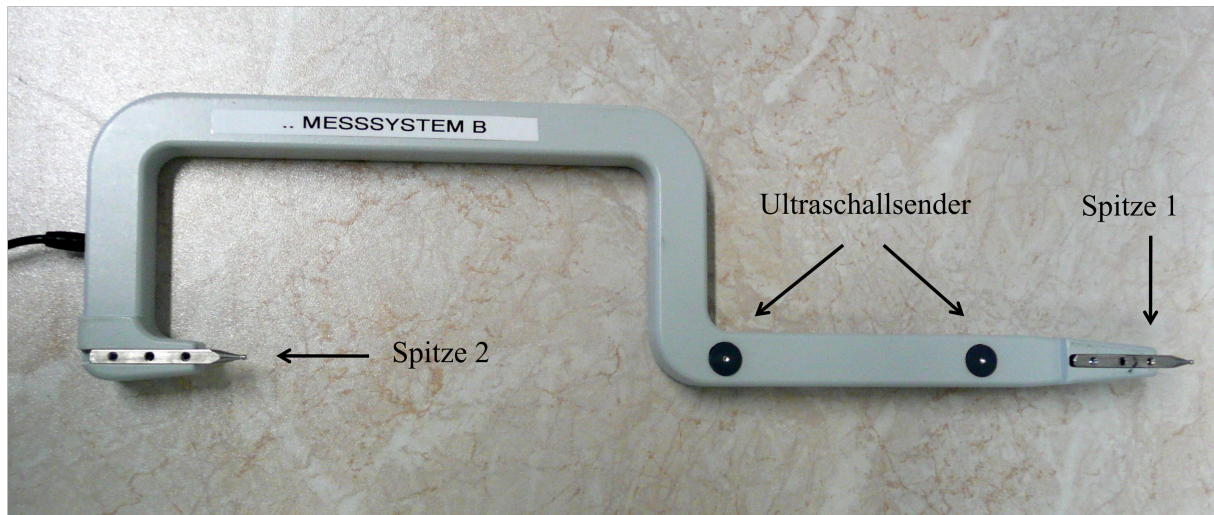


Abbildung 18: Oberflächenabtaststift mit integrierten Ultraschallsendern (Zebristechnologie©).

Hochwald legt die mit dem oben beschriebenen Oberflächenabtaststift zu markierenden anatomischen Punkte folgendermaßen fest (vgl. Abbildung 19):

- Zwei Punkte A und B auf der Tibiakante (Margor anterior tibiae) ca. 5 cm voneinander entfernt (mit Spitze 1)
- Ein Punkt C zentral auf der Achillessehne (mit Spitze 2)
- Ein Punkt F auf dem prominentesten Punkt des lateralen Malleolus (mit Spitze 1)
- Ein Punkt G auf dem prominentesten Punkt des medialen Malleolus (mit Spitze 1)
- Ein Punkt E auf der Standfläche (mit Spitze 1)

Die Punkte auf den Malleolen dienen der Bestimmung der Lage der OSGA, werden aber in das Festlegen des Tibia-Koordinaten-Systems integriert.

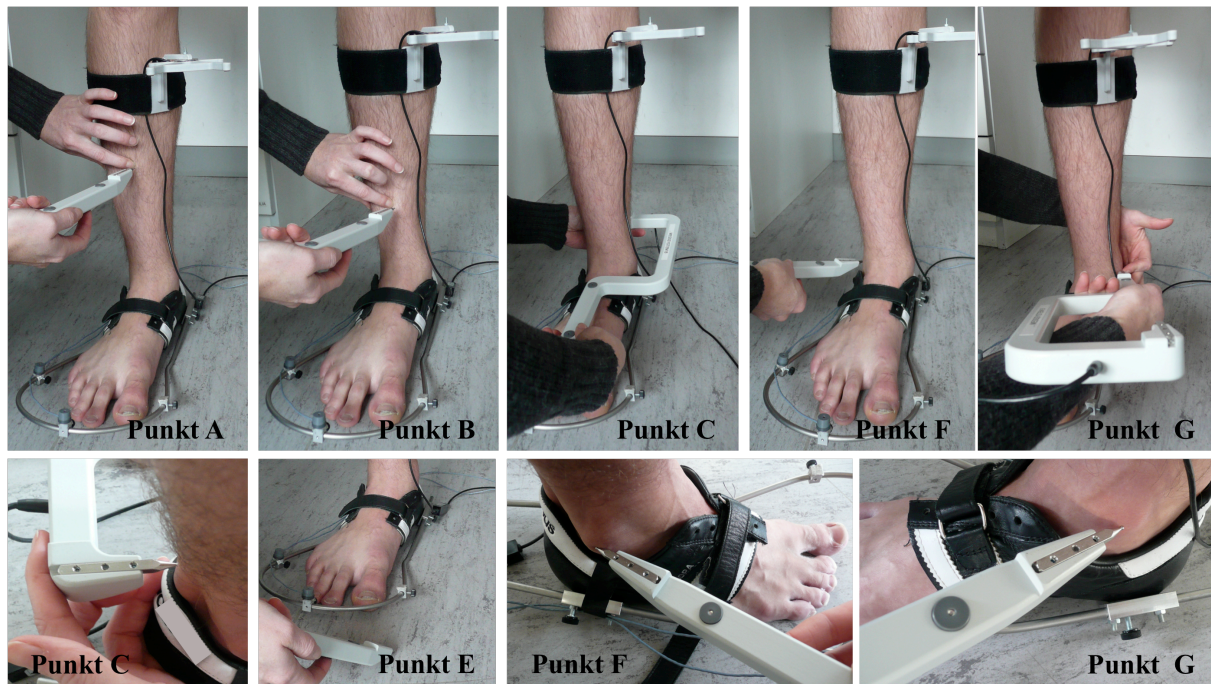


Abbildung 19: Festlegen der Punkte A bis C und E bis G an einem rechten Bein zur Bestimmung des Tibia-Koordinaten-Systems und der OSGA.

4.5.2 Befestigung der Marker

Die Befestigung der Ultraschallsender und des Empfängers sind entscheidend für die Qualität der Messung. Hochwald (2006) klebte den Empfänger mit Hilfe einer Platte mit doppelseitigem Klebeband auf die Tibia. Die Tibia bietet als einziger oberflächennaher Knochen am Unterschenkel genügend Platz, um den Empfänger dementsprechend zu befestigen. Zudem liegt so zwischen Knochen und Empfängerbefestigung keine Muskulatur, wodurch während der Bewegung des Sprunggelenkkomplexes nicht mit einer Relativbewegung zwischen Empfänger und Schienbein zu rechnen ist. Eventuelle Bewegungen können auf Hautverschiebungen reduziert werden. Die von Hochwald (2006) entwickelte Empfänger-Befestigung hatte einen entscheidenden Nachteil: Da die Befestigung an die Tibia geklebt wurde, musste diese zuvor rasiert und die Befestigung vor jedem Probanden neu mit Klebeband präpariert werden, was einen erheblichen Zeitaufwand darstellte. Aus diesem Grund wurde im Zuge dieser Untersuchung eine neue Befestigungsmöglichkeit entwickelt. In Abbildung 20 ist die neue Empfängerbefestigung zu sehen. Die Platte wird mittels eines elastischen Klettverschlussbandes an der Tibia angebracht. Die Elastizität des Bandes verhindert weitgehend eine Übertragung der durch die Muskulatur verursachten Bewegung auf die Befestigung, so dass ebenfalls kaum mit Relativbewegungen zwischen Empfänger und Tibia zu rechnen ist. Zudem wurde der alte Empfänger durch einen kleineren und leichteren Empfänger ersetzt (vgl. Abbildung 20).

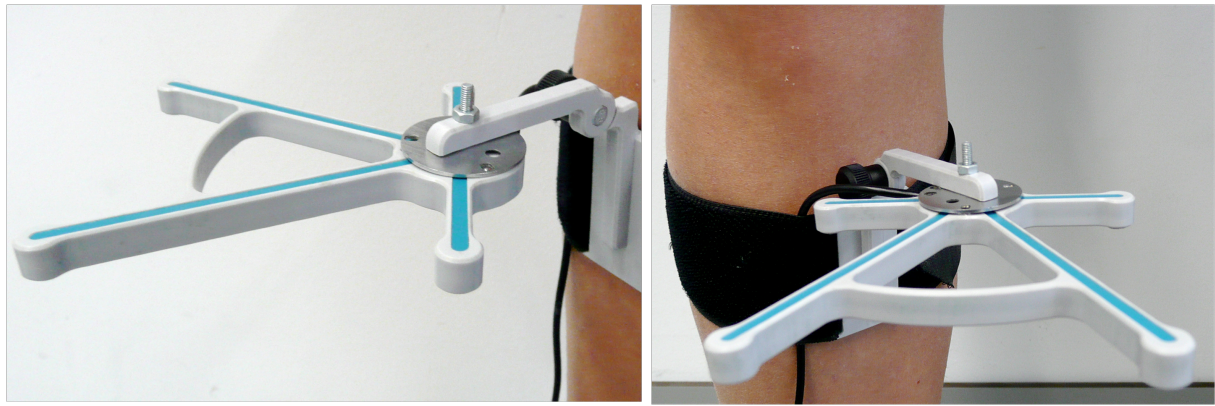


Abbildung 20: Ultraschallempfänger und Tibiabefestigung (modifizierte Zebristechnologie©).

Die Befestigung der Ultraschallsender wurde nur geringfügig modifiziert. Die Befestigung muss es ermöglichen, die Rückfußbewegung möglichst isoliert aufzuzeichnen. Hochwald (2006) entwickelte in Anlehnung an die von Alt (2001) beschriebene Befestigung einen beschnittenen Schuh, der kaum mehr als die Ferse umschließt. Für diese Studie wurde der Schuh modifiziert (vgl. Abbildung 21). Als Grundlage diente ebenfalls ein Fußballschuh mit einer rigiden Fersenkappe. Der vordere Teil und die Sohle des Schuhs wurden vollständig entfernt. Oben wurde ein Klettverschluss angebracht. Anstatt der Sohle wurde ein sehr dünnes Stoffteil eingenäht, welches gemeinsam mit dem Klettverschluss eine stramme Befestigung der Marker am Fuß ermöglicht. Die Marker selbst wurden an einem dünnen, entsprechend leichten Stahlbügel befestigt. Dieser wurde als verstellbarer Bogen am Schuh angebracht. Dadurch lässt sich der Schuh mit sehr geringem Zeitaufwand an jeden Fuß individuell anpassen. Zusätzlich ermöglicht es die neue Befestigung, die Neutralnullstellung im Stand aufzuzeichnen, ohne dass starke Relativbewegungen zwischen Schuh und Rückfuß in Kauf genommen werden müssen. Auch die Ultraschallsender sind frei justierbar an dem Metallbogen angebracht. Sie können im Verlauf des Bogens nach rechts und links verschoben und nach innen und außen gekippt werden.



Abbildung 21: Ultraschallsenderbefestigung an einem rechten Fuß (Ultraschallsender: Zebristechnologie©).

4.5.3 Ablauf der Messung

Die Methode zur Bestimmung der Sprunggelenkachsen nach Hochwald (2006) beruht wie bereits erwähnt auf einer Bewegungsanalyse des Sprunggelenkkomplexes. Die durchzuführende Bewegung ist entscheidend für die Genauigkeit der Ergebnisse verantwortlich.

Nach einer ausreichenden Übungsphase wurden der Empfänger an der Tibia und die Sender am Fuß des Probanden befestigt. Anschließend konnte das Tibia-Koordinatensystem mit Hilfe des Ultraschall-Taststiftes bestimmt werden. Erst nach einer exakten Festlegung des Tibia-Koordinatensystems startet die eigentliche Messung: Im aufrechten, hüftbreiten Stand wurde die Software gestartet, welche in dieser Position die Neutralnullstellung des Sprunggelenks festlegt. Der Proband wurde gebeten sich zu setzen und das Sprunggelenk in maximale Dorsalflexion zu bringen. Diese Position

wird wiederum von der Software erfasst. Somit ist der Winkel festgelegt, um welchen die STA bei der Berechnung zurückrotiert werden muss.

Zur Bestimmung der räumlichen Orientierung der Sprunggelenkachse mussten die Probanden in maximaler Dorsalflexion sechs aufeinanderfolgende Inversions- und Eversionsbewegungen durchführen, bevor die Messung beendet wurde (vgl. Abbildung 22). Das Programm gibt direkt nach der Messung die Mittelwerte und Standardabweichungen der berechneten Parameter aus. Bei einer Standardabweichung mehr als 10° wurde eine weitere Messung durchgeführt, andernfalls die Daten in die Auswertung aufgenommen. Der Untersucher fixierte mit einem leichten Druck auf den Fußballen die maximale Dorsalflexion während der Messung und fixierte kurz die Endpositionen in maximaler Inversion und Eversion. Alle Messungen wurden von ein und demselben Untersucher ausgeführt. Die Messung des rechten und linken Sprunggelenks wurde randomisiert durchgeführt.

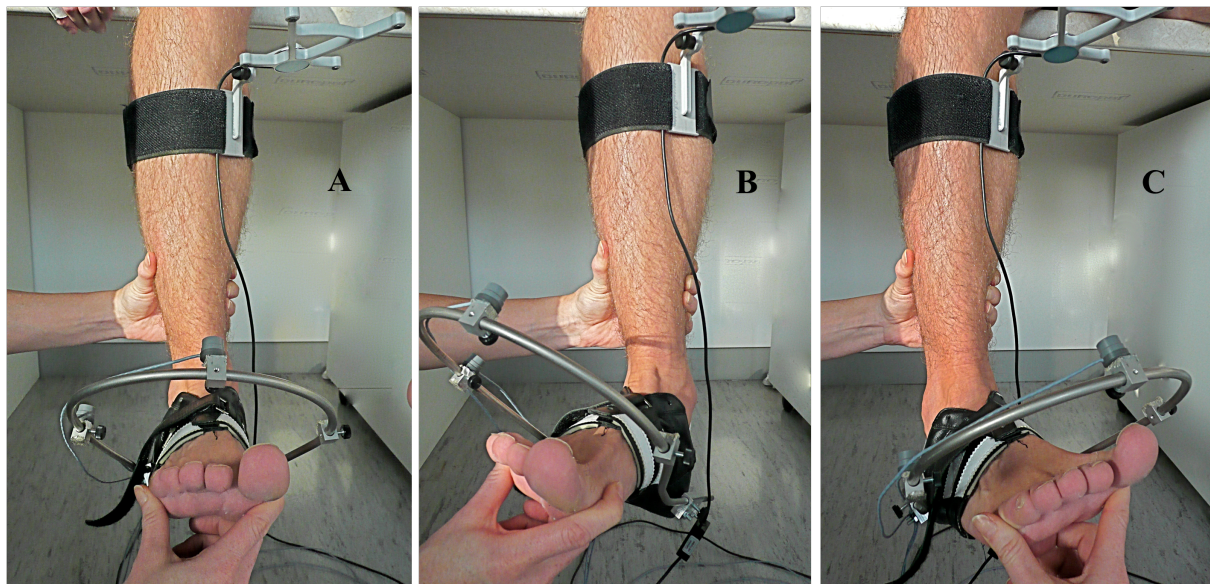


Abbildung 22: Bestimmung der Sprunggelenkachsen eines rechten Fußes. Fuß in maximaler Dorsalflexion (A), sowie gleichzeitiger maximaler Eversion (B) und maximaler Inversion (C).

4.5.4 Auswertung der Achsdaten

Nach dem Export der Rohdaten in eine Exceldatenbank wurden alle Probanden aus der weiteren Auswertung ausgeschlossen, bei denen die Standardabweichung der Messung eines oder beider Beine 10° überschritt. Anschließend wurde mit Hilfe des Ausreißer-tests nach Grubbs (Taylor, 1988) eine Ausreißerdiagnostik durchgeführt, um auffällige Werte zu identifizieren. Alle verbleibenden Daten wurden in die weitere Auswertung aufgenommen. Es wurden Mittelwerte und Standardabweichungen des Inklinationswinkels und des Deviationswinkels der STA berechnet.

4.6 Statistische Analyse

Zur statistischen Analyse der erfassten Daten wird die Statistiksoftware SPSS 17.0 verwendet. Die Mittelwerte und Standardabweichungen der Einzelmessungen der Achse werden von der Software des Achsmessgerätes ausgegeben. Von allen Parametern werden Mittelwerte und Standardabweichungen in Excel für Mac (Version 12.1.3) berechnet. Für bestehende Mittelwertunterschiede zwischen den Gruppen (an einer Struktur betroffen/nicht betroffen) wird ein t-Test für unabhängige Stichproben in SPSS gerechnet, um den Unterschied auf seine Signifikanz hin zu prüfen. Für die Mittelwertunterschiede wird jeweils auch die Effektstärke d als Maß für die relative Größe des Effekts angegeben. Nach Cohen indiziert $d = 0,2$ einen keinen, $d = 0,5$ einen mittleren und $d = 0,8$ einen großen Effekt (Cohen, 1992).

Unterschiede in prozentualen Verteilungen werden mit Hilfe des Chi-Quadrat-Tests untersucht. Zudem werden nicht parametrische Tests zur Überprüfung von Unterschieden auf ihre Signifikanz hin verwendet, wenn parametrische Tests aufgrund fehlender Voraussetzungen nicht angewendet werden können.

Eine binär logistische, schrittweise vorwärts gerechnete Regression soll Aufschluss über die Wahrscheinlichkeit geben, mit der die unabhängigen Variablen zur Entstehung von Verletzungen an Achillessehne, Knie- oder Sprunggelenk beitragen. Das Signifikanzniveau wurde bei 5 % festgelegt. Es wurde jeweils zweiseitig auf Signifikanz geprüft.

Bei der binär logistischen Regression handelt es sich um ein sehr flexibles Analyseverfahren, das zur Beschreibung und Erklärung von Zusammenhängen und zur Prognose eingesetzt werden kann. Es zählt zu den strukturenprüfenden Verfahren. Es ist bei diesem Verfahren möglich, den Zusammenhang zwischen metrisch skalierten unabhängigen Variablen und nominal skalierten abhängigen Variablen zu untersuchen. In dieser Studie werden als unabhängige Variablen der Arch Index, Gangwinkel, Achillessehnenwinkel, Inklinationswinkel der STA, Deviationswinkel der STA, Abstand Malleolen, Abstand Condylen und die Laufdistanz definiert, und als abhängige Variable jeweils die Zugehörigkeit zu der Gruppe an der Achillessehne, Sprunggelenk und Knie betroffen/ nicht betroffen.

Bei dem hier angewendeten Analyseverfahren wird die Wahrscheinlichkeit der Zugehörigkeit zu einer Gruppe (Kategorie der abhängigen Variable; betroffen/ nicht betroffen) in Abhängigkeit von mehreren unabhängigen Variablen bestimmt. Bei der Schätzung der Eintrittswahrscheinlichkeit der Gruppen wird auf die (s-förmige) logistische Funktion zurückgegriffen. Daher gehört dieses Verfahren zu den nicht-linearen Analyseverfahren (Backhaus, Erichson, Plinke & Weiber, 2008). Es werden wie im Fall der Regressionsanalyse über einen Regressionsansatz die Gewichte bestimmt, mit denen

die betrachteten unabhängigen Variablen die Wahrscheinlichkeit dafür beeinflussen, dass ein Beobachtungsfall zur Gruppe der Betroffenen gehört. Um die Wahrscheinlichkeit für das Eintreten eines Ereignisses (Verletzung) bestimmen zu können, wird angenommen, dass eine nicht empirisch beobachtete latente Variable „Z“ existiert. Diese kann die binäre Ausprägung der abhängigen Variable (Y) in Abhängigkeit der Ausprägungen der unabhängigen Variablen (X_j) erzeugen. Für einen Beobachtungsfall k lässt sich dieser Zusammenhang formal folgendermaßen formulieren, wobei mit Hilfe von Z die Verbindung zwischen der binären abhängigen Variable und den unabhängigen Variablen hergestellt wird (Backhaus, Erichson, Plinke, & Weiber, 2008):

$$y_k = \begin{cases} 1 & \text{falls } z_k > 0 \\ 0 & \text{falls } z_k \leq 0 \end{cases} \quad (3)$$

$$\text{mit: } z_k = \beta_0 + \sum_{j=1}^J \beta_j \cdot x_{jk} + u_k \quad (4)$$

Eine Wahrscheinlichkeitsfunktion, die das Ereignis $y=1$ oder $y=0$ nach Maßgabe der Einflussstärke Z erzeugt, ermöglicht dann eine Wahrscheinlichkeitsaussage. Bei der logistischen Regression wird zu diesem Zweck auf die logistische Funktion (p) zurückgegriffen. Der Parameter β_0 und die Regressionskoeffizienten (Logit-Koeffizienten) β_j spiegeln die Einflussstärke der unabhängigen Variable auf die Eintrittswahrscheinlichkeit $P(y=1)$ wieder. Im Folgenden wird der logistische Regressionsansatz formal dargestellt, wobei die z -Werte auch als Logits bezeichnet werden:

$$p_k(y=1) = \frac{1}{1 + e^{-z_k}} \quad (5)$$

Mit der logistischen Funktion wird eine s-förmige Wahrscheinlichkeitsverteilung für das Ereignis $y=1$ erzeugt, wobei sich kleine Werte des Prädikators $Z(X)$ gegen 0 annähern und große Werte gegen 1. Somit erzeugt die logistische Funktion einen nicht-linearen Zusammenhang zwischen der Eintrittswahrscheinlichkeit, der abhängigen Variable und den unabhängigen Variablen.

Der erste Schritt beinhaltet die Auswahl geeigneter unabhängiger Variablen zur Beschreibung der Gruppenzugehörigkeit. Hierfür werden die Variablen schrittweise hinzugefügt und nur diejenigen in das Modell integriert, die zu einer Verbesserung der Modellanpassung führen. Der so genannte Omnibus-Test stellt die Differenz zwischen dem Null-Modell (ohne Prädiktoren) und dem Prädiktoren-Modell dar. Ein signifikanter Chi-Quadrat-Test zeigt, dass die integrierten Prädiktoren einen signifikanten Zuwachs bei der Modellanpassung liefern. Zur Güte der Modellanpassung gibt der Hosmer-Lemshow-Test Auskunft. Er überprüft die Differenz zwischen den beobachteten und erwarteten Werten. Je geringer die Differenz, umso besser die Modellanpassung. Gesucht wird daher ein nicht signifikantes Ergebnis.

Eine sogenannte Klassifizierungstabelle zeigt die durch das Modell korrekt eingestuftten Fälle. Eine zufällige Trefferquote läge bei 50%, wodurch ein entsprechend gutes Ergebnis deutlich über diesem Wert liegen sollte. Erst wenn die logistische Funktion eine höhere Trefferquote erreicht als nach dem Zufallsprinzip erreicht werden kann, ist diese von Nutzen.

Mit Hilfe der Wald-Statistik wird die Null-Hypothese geprüft, dass eine unabhängige Variable keinen Einfluss auf die Trennung der Gruppen hat. Bei einem Signifikanzwert $<0,05$ hat eine unabhängige Variable signifikanten Einfluss auf die Trennung der Gruppen.

4.7 Methodendiskussion und Fehlerbetrachtung

Die meisten Forschungsmethoden besitzen je nach Fragestellung und Zielsetzung Vor- und Nachteile. Das hier angewandte Untersuchungsdesign und die verwendeten biomechanischen Methoden sollen nicht nur auf mögliche methodische Mängel im Forschungsprozess hin, sondern auch bezüglich ihrer Passung und denkbarer Fehlerquellen bei der Erhebung und Auswertung der Daten kritisch hinterfragt und diskutiert werden.

4.7.1 Probandenstichprobe

Es wird davon ausgegangen, dass anatomische prädisponierende Faktoren für Verletzungen erst dann zum Tragen kommen, wenn das biologische System entsprechenden Belastungen ausgesetzt wird. Demzufolge wurde für diese Untersuchung eine Stichprobe aus Kollektiven ausgewählt, bei denen eine hohe Belastung des Bewegungsapparats als gegeben vorausgesetzt werden kann. Der Laufsport und Sportsportarten (gehobenes Leistungsniveau) gewährleisten eine gleichmäßig hoch bleibende Belastung des Bewegungsapparats, insbesondere der hier betrachteten unteren Extremität. Der Laufsport wurde aufgrund seines hohen Anteils an chronischen Überlastungsfolgen ausgewählt, deren Zusammenhang mit der individuellen Gelenkanatomie noch naheliegender erscheint als bei akuten Verletzungen. Um eventuelle Einflüsse der Gelenkanatomie auf die Entstehung von akuten Sportverletzungen nicht von Anfang an auszuschließen, wurden auch Sportsportler in die Studie eingeschlossen, da hier von einem größeren Anteil der Akutverletzungen als beim Langstreckenlaufen ausgegangen werden kann.

Die Bestimmung der räumlichen Orientierung der STA erfordert eine möglichst exakte Bewegungsausführung. Dies begründet zum einen den Ausschluss von Probanden mit zum Zeitpunkt der Messung akuten Verletzungen und sehr geringem ROM sowie zum anderen die hohe Drop-Out-Rate. Bei Personen mit akuten Verletzungen im Bereich des Fuß und Sprunggelenks kann von einer schmerz- oder schwellungsbedingten Bewegungseinschränkung ausgegangen werden, welche die Bewegungsweite und die Bewegungsgenauigkeit der Eversions- und Inversionsbewegungen bei der Messung ver-

fälschen kann. Ein geringer ROM erzeugt Bewegungsbahnen von sehr geringem Ausmaß. Es ist davon auszugehen, dass je geringer die Bewegungsweite ist, desto größer die Variabilität der Bewegungsausführung und desto größer auch die Standardabweichung der Einzelmessungen sind. Bei Personen mit sehr geringem ROM können nur sehr schwer exakte Daten erhoben werden. Viele Probanden, die untersucht wurden, hatten Schwierigkeiten bei der exakten Bewegungsausführung. Oft konnte die maximale Dorsalflexion trotz Unterstützung durch den Untersucher nicht gehalten werden, was zu einer hohen Standardabweichung und damit zum Ausschluss der Daten führte.

4.7.2 Anamnese

Die Probanden konnten häufig über den Zeitpunkt der Verletzung keine oder nur geschätzte Angaben machen. Zudem war es schwierig eine Verletzung genau zu definieren, da sich der Untersucher lediglich auf die Angaben der Probanden stützen konnte. Eine exakte Differenzialdiagnose war nicht möglich. Es wurden lediglich die betroffenen Strukturen erfasst. Im Folgenden wird daher von Überlastungssymptomen oder Beschwerden im Bereich der Achillessehne und nicht von Achillessehnenverletzungen oder Achillodynie gesprochen. Ebenso werden alle Verletzungen im Bereich des lateralen Kapselbandapparats und des Knies zu jeweils einer Gruppe zusammengefasst.

4.7.3 Laufbandanalyse

4.7.3.1 Gangbild und Ganggeschwindigkeit

Es ist davon auszugehen, dass der Gang auf einem Laufband nicht dem normalen Gangbild auf festem Untergrund entspricht (Mickel & Schmidtbleicher, 2009). Daher ist eine ausreichende Eingewöhnungszeit unerlässlich. Um trotzdem einen zügigen Messablauf zu gewährleisten, wurde eine Eingewöhnungszeit von zwei Minuten als ausreichend erachtet. Die Wahl der Ganggeschwindigkeit gilt ebenfalls als Einflussfaktor der Gangparameter. Rosenbaum et al. (1994) beschreibt eine Abhängigkeit der Kraftsumme und des maximalen Drucks von der Ganggeschwindigkeit. Ein Druckanstieg sei unter der Ferse und dem medialen Vorfuß zu verzeichnen, wohingegen die Bereiche unter dem lateralen Vorfuß und dem Mittelfuß von abnehmenden Drücken bei zunehmender Ganggeschwindigkeit gekennzeichnet seien. Bei dieser Arbeit werden keine Absolutwerte oder Druckmaxima erfasst oder verglichen, sondern lediglich die Fußfläche und die Ausrichtung des Fußabdrucks im Verhältnis zur Gangrichtung ausgewertet. Durch die Flexibilität im Fußgewölbe hat bei höherer Geschwindigkeit auch eine größere Fußfläche Kontakt mit dem Untergrund. Eine vorgegebene Ganggeschwindigkeit würde einerseits eine bessere interindividuelle Vergleichbarkeit ermöglichen, andererseits jedoch zu einem Anstieg der intraindividuellen Variabilität der Gangparameter führen (Winter, 1983). Um das Gangbild möglichst konstant und damit auch die Merkmalsvariabilität möglichst gering zu halten, wurden die Probanden gebeten eine individuelle Ganggeschwindigkeit zu wählen, die im Versuchsprotokoll festgehalten wurde.

4.7.3.2 Arch Index und Gangwinkel

Das verwendete Laufband hat nach Herstellerangaben einen Fehler von $\leq 5\%$. Diese Angabe bezieht sich auf die aufgezeichneten Kraftwerte. In dieser Studie wurden die Kraftwerte lediglich zur Bestimmung der Gangphasen verwendet. Zur Bestimmung der auszuwertenden Parameter wie Fußform und Gangwinkel wurde die Fläche herangezogen. Es gibt vom Herstellers keine Angaben zur Übersprechung der Sensoren und damit der Genauigkeit der Fläche. Es kann davon ausgegangen werden, dass im Fall einer Ungenauigkeit der Messung bezogen auf die Fläche lediglich eine systematische Überschätzung der Fußfläche möglich ist, genau dann, wenn die nebenan liegenden Sensoren angesprochen werden, obwohl der Fuß diese nicht überdeckt. Der Fehler des Arch Index setzt sich zusammen aus dem Gerätefehler, dem Merkmalsfehler und dem Auswertefehler (vgl. Formel 6). Da der Gerätefehler immer in den ermittelten Merkmals- und Auswertefehler einfließt, besteht der Fehler für den Arch Index wie in Formel 6 angegeben aus dem Merkmalsfehler und dem Auswertefehler. Der Auswertefehler konnte bestimmt werden, indem bei einem Probanden zehnmal derselbe Fußabdruck ausgewertet wurde. Die Standardabweichung und damit der Fehler betrug $\sigma = \pm 4,6$ Sensoren oder bei einer Ortsauflösung von $1,4$ Sensoren/cm² $\sigma = 3,22$ cm². Der Merkmalsfehler ist gegeben durch die natürliche Variabilität des Gangs. Diese wurde durch die Wahl der individuellen Ganggeschwindigkeit möglichst gering gehalten. Der Merkmalsfehler lässt sich nur gemeinsam mit dem Auswertefehler bestimmen. Es wurden hierfür 29 Schritte einer Person ausgewertet. Die Standardabweichung für die Gesamtfläche betrug $\sigma = \pm 7,3$ Sensoren oder $\sigma = 5,11$ cm². Somit ergibt sich für den Fehler des Arch Index die Formel 9.

$$\delta_{AI} \approx \delta_{Gerät} + \delta_{Merkmal} + \delta_{Auswert} \quad (6)$$

$$\delta_{AI} \approx \delta_{Merkmal+Auswert} \quad (7)$$

$$\delta_{AI} \approx \pm 7,33 \text{ Sensoren} \quad (8)$$

$$\frac{\delta x}{|x_{Best}|_{AI}} \approx \frac{\delta x}{|\bar{X}|} * 100 \approx \frac{7,33 \text{ Sensoren}}{141 \text{ Sensoren}} * 100 \approx \pm 5\% \quad (9)$$

Der Relative Fehler bezogen auf den Range von 141 Sensoren ist $\leq 5\%$ (vgl. Formel 9).

Der Berechnung des Fehlers für den Gangwinkel liegt ebenfalls der angenommene systematische Gerätefehler zugrunde. Die Formel des Fehlers für den Gangwinkel lautet demnach folgendermaßen (vgl. Formel 10):

$$\delta_{GW} \approx \delta_{Merkmal} + \delta_{Auswert} \quad (10)$$

$$\delta_{GW} \approx \delta_{\text{Merkmal} + \text{Auswert}} \approx \pm 1,33^\circ \quad (11)$$

$$\frac{\delta x}{|x_{\text{Best}}|_{GW}} \approx \frac{\delta x}{|\bar{X}|} * 100 \approx \frac{1,33^\circ}{30^\circ} * 100 \approx \pm 4,5\% \quad (12)$$

Der Auswertefehler wurde mit Hilfe einer 10-maligen Auswertung eines gemittelten Fußabdrucks bestimmt. Die Standardabweichung betrug hier $\sigma = 0,8^\circ$. Der Auswertefehler stellt die Standardabweichung der Auswertung von 29 Schritten eines Probanden mit $\sigma = 1,33^\circ$ dar. Der relative Fehler, bezogen auf den Range von 30° ist damit $\leq 4,5\%$.

4.7.3.3 Achillessehnenwinkel

Das hier eingesetzte Verfahren zur Bestimmung des Achillessehnenwinkels wurde von Nigg (1986) entwickelt. Es wurde in vielen weiteren Forschungsprojekten angewendet, aber auch häufig diskutiert und kritisiert. Einer der Kritikpunkte betrifft die nicht erfassbare Relativbewegung zwischen Schuh und Fuß (Mayer et al., 2001). Dieses Problem wurde hier durch eine Barfußmessung eliminiert. Allerdings bleibt das Problem der Gewebeverschiebung auf die Beschreibung von Segmentbewegungen, welche sowohl durch 3D- als auch durch 2D-Messungen kaum zu erfassen sind (Mayer et al., 2001).

Da die absoluten Winkelwerte (β_{TD} und β_{MS}) stark von der Lage der angebrachten Markierungen abhängig sind, sind diese kritischer zu betrachten als die Differenz der Winkel bei TD und MS. Der Fehler zur Berechnung des Achillessehnenwinkels ($\delta_{\Delta\beta}$) setzt sich zusammen aus dem Fehler, der sich durch die Bestimmung des Touch-Downs (TD) und des Endes der Midstance-Phase (MS), bedingt durch die Bildfrequenz, ergibt (δ_{Bild}), dem Fehler der Variabilität der Pronationsbewegung (δ_{Merkmal}) und dem Auswertefehler (δ_{Auswert}). ΔE_{Bild} konnte abgeschätzt werden, indem β_{TD} und β_{MS} bei einer Person beim selben Schritt jeweils 10 mal erstens zum Zeitpunkt des Touch-Downs und am Ende der Midstance-Phase mit Hilfe der Bodenreaktionskraftkurve bestimmt wurde, zweitens zum Zeitpunkt eines Frames davor und drittens zum Zeitpunkt eines Frames danach. Der Mittelwert der Standardabweichungen ergibt demnach $\delta_{\text{Bild};TD}=0,68^\circ$ und $\delta_{\text{Bild};MS}=0,9^\circ$. Die Bestimmung des MS ist vermutlich deshalb mit einem größeren Fehler behaftet als die Bestimmung des TD, da der TD aufgrund des steilen Anstiegs der Bodenreaktionskraftkurve leichter zu bestimmen ist als MS, der nur durch ein lokales Minimum gekennzeichnet ist. Für die exakte Bestimmung des Achillessehnenwinkels ist eine Highspeedkamera noch besser geeignet. Die Wahl einer Videokamera in dieser Studie führte zu einem großen gerätebedingten Fehler bei der Bestimmung der Midstance-Phase. Um $\Delta\beta$ ermitteln zu können, wird jeweils der ermittelte Achillessehnenwinkel bei TD vom Achillessehnenwinkel bei MS subtrahiert, womit sich nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz die Fehler addieren. Damit ergibt sich bereits durch das Gerät ein Fehler von $1,58^\circ$. Da $\Delta\beta$ sich in einem geringen Wer-

tebereich zwischen $\max=11,7^\circ$ und $\min=-4,3^\circ$ bewegt, würde sich allein der relative Gerätefehler auf $\leq 10\%$ (bezogen auf den Range) belaufen. Aufgrund der gewählten Methode sind die Winkeländerungen mit Einschränkung zu interpretieren. Für β_{TD} beläuft sich der Gerätefehler bei einem Range von 26° auf $\leq 2,3\%$. Der Gerätefehler für β_{MS} liegt mit einem Range von 29° bei $<3\%$. Der Auswertefehler für den Achillessehnenwinkel bei TD wird als die Standardabweichung bei einem 10-fach ausgewerteten Schritt angegeben. Somit ergibt sich ein auswertebedingter Fehler $\delta \approx 0,5^\circ$. Für MS ergibt sich ein Auswertefehler von $0,46^\circ$. Der Merkmalsfehler enthält sowohl den Gerätefehler als auch den Auswertefehler. Er stellt die Standardabweichung bei 29 ausgewerteten Schritten einer Person dar und ist (vgl. Formel 8) für TD $\leq 2,3\%$, für MS $\leq 3\%$. Nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz ergibt sich damit für die Differenz beider Werte ($\Delta\beta$) ein Fehler von $\leq 7,5\%$ (vgl. Formel 18).

$$\delta_{\beta_{TD}} \approx \delta_{\text{Merkmal} + \text{Auswert}} \approx \pm 0,6^\circ \quad (13)$$

$$\frac{\delta x}{|x_{\text{Best}}|_{\Delta\beta_{\text{Range:MS}}}} \approx \frac{\delta x}{|\bar{X}|} * 100 \approx \frac{0,6^\circ}{26^\circ} * 100 \approx \pm 2,3\% \quad (14)$$

$$\delta_{\beta_{MS}} \approx \delta_{\text{Merkmal} + \text{Auswert}} \approx \pm 0,6^\circ \quad (15)$$

$$\frac{\delta x}{|x_{\text{Best}}|_{\Delta\beta_{\text{Range:MS}}}} \approx \frac{\delta x}{|\bar{X}|} * 100 \approx \frac{0,8^\circ}{29^\circ} * 100 \approx \pm 3\% \quad (16)$$

$$\delta_{\Delta\beta} \approx \delta_{\beta_{TD}} + \delta_{\beta_{MS}} \approx 0,6^\circ + 0,8^\circ \approx 1,2^\circ \quad (17)$$

$$\frac{\delta x}{|x_{\text{Best}}|_{\Delta\beta_{\text{Range}}}} \approx \frac{\delta x}{|\bar{X}|} * 100 \approx \frac{1,2^\circ}{16^\circ} * 100 \approx \pm 7,5\% \quad (18)$$

Es wurde versucht, den Fehler durch eine möglichst exakte Auswertung so gering wie möglich zu halten. Alle Auswertungen wurden von einer Person durchgeführt, um Interobserver-Effekte ausschließen zu können.

4.7.4 Determination der Sprunggelenkachsen

Hochwald (2006) gibt einen Fehler für das gesamte Messverfahren an. Dieser Fehler wurde mit Hilfe eines Reliabilitätstests am mechanischen Modell und eines Reliabilitätstests in-vivo abgeschätzt. Hochwald (2006) gibt für die Zusammensetzung des Fehlers folgende Formel an:

$$\Delta E_{\text{Achse}} \approx \sqrt{(\Delta E_{\text{Zebri}})^2 + (\Delta E_{\text{math}})^2 + (\Delta E_{\text{koord}})^2 + (\Delta E_{\text{move}})^2} \quad (19)$$

$$\Delta E_{\text{Zebri}} \leq 0,001^\circ \quad (20)$$

$$\Delta E_{\text{math}} \leq 0,001^\circ \quad (21)$$

$$\Delta E_{\text{koord}} \leq 2^\circ \quad (22)$$

$$\Delta E_{\text{move}} \leq 5^\circ \quad (23)$$

ΔE_{Zebris} stellt dabei den Fehler dar, der von der Firma Zebris[®] bezüglich der X-, Y- und Z-Koordinaten des CMS 20 in Kombination mit dem JMA 11□11 Sensor angegeben wird, ΔE_{math} ist der durch Rundungsfehler verursachte Fehler der mathematischen Methode, ΔE_{koord} ist der geschätzte Fehler, der beim Festlegen des Tibia-Koordinaten-Systems entsteht und ΔE_{move} stellt den geschätzten Fehler dar, der durch eine ungenaue Bewegungsausführung bei der Messung in-vivo entsteht. ΔE_{Zebris} und ΔE_{math} können vernachlässigt werden. Die Genauigkeit der Messung hängt also zum einen von einer exakten Bestimmung des Tibia-Koordinaten-Systems ab. Es wurde versucht, ΔE_{koord} möglichst gering zu halten, indem der Untersucher vor Beginn der Studie sehr viele Testmessungen absolvierte. Um Interobserver-Effekten vorzubeugen, wurden alle 495 Messungen von einem Untersucher durchgeführt. Zum anderen entsteht, wie Hochwald (2006) in seiner Arbeit zeigt, der größte Fehler durch eine ungenaue Bewegungsausführung. Da die während der Messung durchzuführende Bewegung keiner alltäglichen Bewegung entspricht und ein hohes Maß an Koordination erfordert, wurde diese mit jedem Probanden vor der Untersuchung geübt. Ohne Mithilfe des Untersuchers können nur sehr wenige Personen die Bewegung so exakt ausführen, dass die Variabilität und damit auch die Standardabweichung gering ausfällt. Dieser Punkt stellt auch die Schwachstelle des Verfahrens dar. Es gibt zwei Möglichkeiten die Bewegungsausführung zu verbessern und dadurch entsprechend verwertbare Daten zu erhalten: Entweder die Probanden haben ausreichend Zeit die Bewegung zu üben (mehrmals pro Tag an mehreren Tagen), oder ein erfahrener Untersucher unterstützt die Bewegung, indem er gegen die Fußsohle des Probanden drückt, um die Dorsalflexion konstant zu halten und indem er die Endpunkte der Eversion- und Inversionsbewegung kurz fixiert. In dieser Studie war aufgrund der großen Stichprobe lediglich die zweite Möglichkeit umsetzbar. Der Untersucher führte also den Fuß des Probanden, um eine möglichst genaue Bewegungsausführung zu gewährleisten und auf diese Weise ΔE_{move} möglichst gering zu halten. Durch das Eingreifen des Untersuchers nimmt die Objektivität des Verfahrens ab. Es kann nicht komplett ausgeschlossen werden, dass die Bewegungsführung durch den Untersucher die Bewegung selbst und damit auch die Ergebnisse beeinflusst, jedoch kann der Fehler, der durch die Unterstützung des Untersuchers entsteht, im Vergleich zu dem Fehler des Messverfahrens so gering eingeschätzt werden, dass er vernachlässigbar ist. Es kann bei diesem Verfahren also von einem Messfehler $\leq 5^\circ$ ausgegangen werden. Dies führt zu einem relativen Fehler bezüglich der STA des Inklinationwinkels von $\leq 6\%$ und des Deviationswinkels von $\leq 3,6\%$.

4.7.5 Statistische Analyse

Die deskriptive Statistik stellt in dieser Studie keine größeren Probleme dar. Sie wurde standardmäßig ausgewählt und angewendet. Auch ist es sinnvoll, für mögliche Mittelwertunterschiede als parametrischen Test einen t-Test für unabhängige Stichproben und als nicht parametrischen Test einen Man-Whitney-U-Test, auch Wilcoxon-Test genannt, anzuwenden. Um etwas über die Stärke des Zusammenhangs zwischen zwei Merkmalen, wie beispielsweise Deviations- oder Inklinationswinkel und Entstehung von Achillessehnenprobleme aussagen zu können, sollte im Normalfall ein Quotenverhältnis (Odds Ratio) gebildet werden, wie es auch häufig bei epidemiologischen Studien in der Medizin angewendet wird (Bortz & Lienert, 2003). In diesem Fall ist diese Methode jedoch daher nicht anwendbar, da bei den Odds Ratios Häufigkeiten verglichen werden. Beispielsweise Personen, die ein bestimmtes Risiko haben und erkrankt sind, werden mit Personen verglichen, die dieses Risiko ebenfalls haben und nicht erkrankt sind, sowie mit Personen ohne Risiko, die nicht erkrankt sind und Personen ohne Risiko, die erkrankt sind. Bei dieser Studie handelt es sich bei den unabhängigen Variablen allerdings um metrisch skalierte Variablen, bei denen nicht davon gesprochen werden kann, dass ein Risiko vorhanden ist oder nicht. Die klassischen Odds Ratios kommen hier somit nicht in Frage.

Das Skalenniveau der abhängigen und der unabhängigen Variablen stellt auch die Schwierigkeit bei der multivariaten Analyse dar. Im Normalfall werden mehrfaktorielle Zusammenhänge häufig mit einer Varianzanalyse untersucht. Diese ist jedoch nur anwendbar, wenn die abhängige Variable metrisch skaliert ist, was in dieser Studie nicht der Fall ist. Es bleibt die Diskriminanzanalyse oder die binär logistische Regression. Da es sich bei der binär logistischen Regression nicht nur um ein Klassifikationsverfahren handelt wie bei der Diskriminanzanalyse, sondern um ein Verfahren, welches die Wahrscheinlichkeiten berechnet und dabei gleichzeitig die Chancen in Form der Odds mit einbezieht, wurde hier in Anlehnung an die Literatur (Taunton et al., 2006) die vorwärts schrittweise binär logistische Regression zur multivariaten Analyse ausgewählt.

5 Ergebnisse

Die Angabe „Gesamt“ bezieht sich grundsätzlich auf alle in die Auswertung aufgenommenen Probanden oder im Falle eines Parameters, der sowohl rechts als auch links erfasst wurde, auf die Ergebnisse beider Beine, aller Probanden.

5.1 Anamnese

5.1.1 Probandenstichprobe und Anthropometrie

Es wurden 495 Probanden untersucht. Die Daten von 307 Probanden wurden in die Auswertung aufgenommen. Die übrigen Probanden mussten aufgrund von Messungenauigkeiten, fehlenden Daten oder zu großer Standardabweichung bei der Achsmessung ausgeschlossen werden. Von den eingeschlossenen Probanden waren 89 weiblich und 218 männlich. 238 der 307 Probanden waren Läufer und 69 Sportsportler (12 Fußballspieler (17 %), 8 Handballer (12 %), 5 Volleyballer (8 %), 26 Basketballspieler (38 %) und 17 betrieben eine andere Sportart (25 %)). Die anthropometrischen Daten aller Probanden sind in Tabelle 5 aufgelistet.

Tabelle 5: anthropometrische Daten aller Probanden, aufgeschlüsselt nach Frauen und Männern, sowie Läufern und Sportsportlern.

	Körpergröße [cm]	Körpermasse [kg]	Alter [Jahre]	BMI [kg/m ²]	Schuhgröße [EU]
Gesamt (307)	174 ± 24	68 ± 15	39 ± 17	23	42 ± 6
Frauen (89)	168 ± 7	60 ± 6	38 ± 12	21	39 ± 6
Männer (218)	176 ± 28	72 ± 17	39 ± 19	23	43 ± 6
Läufer (238)	174±21	70±13	42±15	23	42±5
Sportsportler (69)	177 ± 12	70±10	24±14	22	43±3
Achillessehnen- beschwerden (68)	178±8	72±10	47±15	23	43±2
Kniebeschwerden (87)	176±21	73±11	43±17	24	43±3
Sprunggelenk lateral (107)	175± 19	71±13	34±16	23	42 ± 5

5.1.2 Verletzungsinzidenz

Von allen 307 Probanden waren 211 bereits an der unteren Extremität verletzt. Dies entspricht einer Verletzungsrate von 69 %. Es wurden insgesamt 664 Verletzungen gezählt. Davon waren 21 % jeweils am Sprung- und Kniegelenk und 15 % an der Achillessehne lokalisiert. Die Anzahl der an der rechten Achillessehne betroffenen Personen beträgt 50, der an der linken betroffenen 45. Abbildung 23 verdeutlicht die prozentuale Verteilung der Verletzungen bezogen auf ihre Lokalisation, aufgeschlüsselt in weiblich und männlich. Es konnte ein signifikanter Unterschied zwischen der Häufigkeit der Achillessehnenbeschwerden bei Frauen (8 %) und bei Männern (18 %) festgestellt werden.

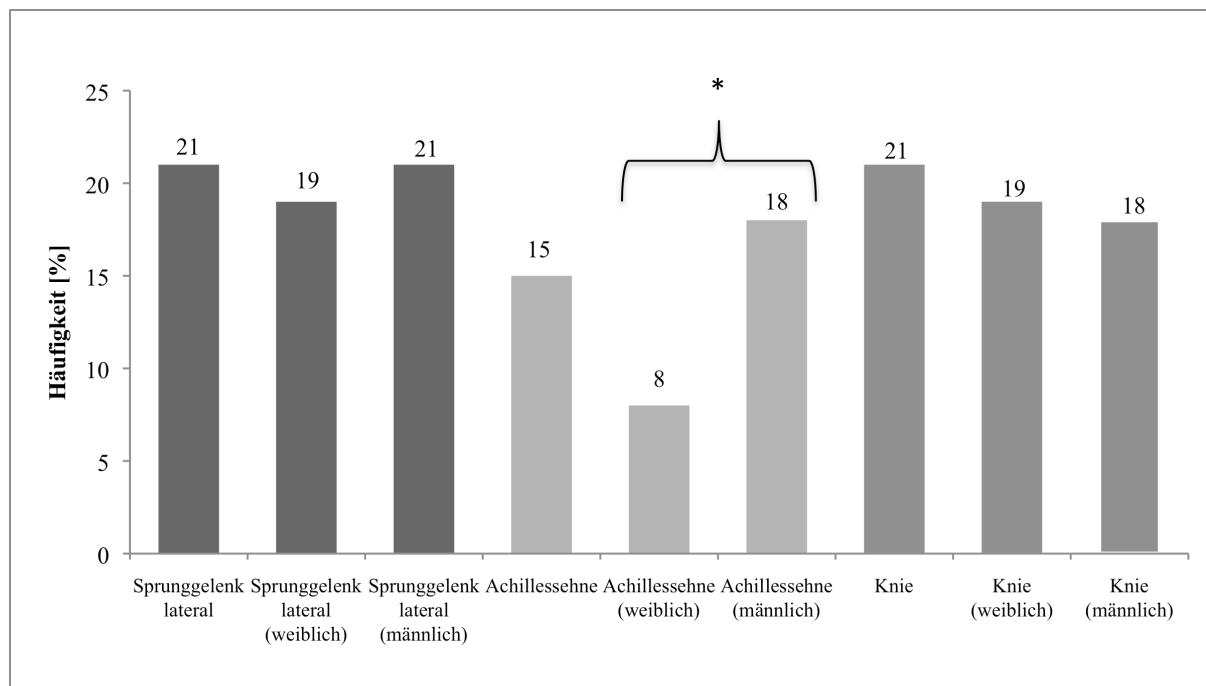


Abbildung 23: Prozentuale Verteilung der Verletzungen bezogen auf die Lokalisation und aufgeschlüsselt nach Männlich und Weiblich. Signifikante Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests sind mit * ($p < 0,05$) gekennzeichnet.

Die am häufigsten betroffene Struktur war der laterale Kapselbandapparat mit 21 % gefolgt von der Achillessehne mit 15 % und den Menisken mit 7 %.

Tabelle 6 zeigt sowohl die gesamte als auch die geschlechtsbezogene Häufigkeitsverteilung der betroffenen Strukturen und Verletzungen. Der Anteil der Überlastungssymptome im Bereich der distalen Aponeurose war bei Frauen signifikant ($p = 0,023$) höher und an der Patella- ($p = 0,043$) und der Achillessehne signifikant geringer ($p = 0,007$) als bei Männern.

*Tabelle 6: Häufigkeit der verletzten Strukturen/Verletzungen aller Probanden, der Frauen und der Männer. Signifikante ($p < 0,05$) Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests bezüglich der Geschlechterdifferenz sind mit *, hochsignifikante ($p < 0,001$).*

Betroffene Struktur/ Verletzung	Gesamt (307)	Gesamt [%]	Frauen (89)	Frauen [%]	Männer (218)	Männer [%]
Sprunggelenk medial	20	3	7	4	13	3
Sprunggelenk lateral	127	21	34	19	93	21
Plantarfascie	14	2	2	1	12	3
Meniskus	43	7	11	6	32	7
Vorderes Kreuzband	17	3	3	2	14	3
Hinteres Kreuzband	8	1	1	1	7	2
Gelenkknorpel Knie	14	2	7	4	7	2
Ermüdungsbruch Tibia	1	0	0	0	1	0
Gluteus medius	2	0	0	0	2	0
Hamstrings	11	2	2	1	9	2
Ermüdungsbruch Fuß	2	0	0	0	2	0
Iliotibiales- Band	11	2	3	2	8	2
Femoropatellares-Gelenk	20	3	9	5	11	3
Achillessehne *	95	15	15	8	80	18
Bursa subachillae	0	0	0	0	0	0
Dorsaler Fersensporn *	14	2	8	4	6	1
Schienbeinkante	20	3	6	3	14	3
Tibialis posterior Sehne	6	1	2	1	4	1
Patellasehne *	27	4	3	2	24	6
Vorderes Kompartiment	1	0	1	1	0	0
Andere	197	32	54	30	143	33

Tabelle 7 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Verletzungen von Läufern im Vergleich zu Spielsportlern. Überlastungssymptome an der Plantarfascie ($p=0,045$) und an dem Femoropatellaren-Gelenk ($p=0,017$) treten bei Läufern signifikant häufiger auf als bei Spielsportlern. Der laterale Kapselbandapparat ist bei Spielsportlern hochsignifikant ($p<0,001$) häufiger betroffen als bei Läufern, wohingegen sich bei der Achillessehne ein gegenteiliges Bild zeigt: Hier sind Läufer hochsignifikant häufiger betroffen als Spielsportler.

*Tabelle 7: Häufigkeit der verletzten Strukturen/Verletzungen aller Probanden, der Läufer und der Spielsportler. Signifikante ($p<0,05$) Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests bezüglich der Sportartdifferenz sind mit *, hochsignifikante ($p<0,001$) mit ** gekennzeichnet.*

Betroffene Struktur/ Verletzung	Gesamt (307)	Gesamt [%]	Läufer (238)	Läufer [%]	Spielsportler (69)	Spielsportler [%]
Sprunggelenk medial	20	3	14	3	6	4
Sprunggelenk lateral **	127	21	75	16	52	38
Plantarfascie *	14	2	14	3	0	0
Meniskus	43	7	37	8	6	4
Vorderes Kreuzband	17	3	13	3	4	3
Hinteres Kreuzband	8	1	6	1	2	1
Gelenkknorpel Knie	14	2	9	2	5	4
Ermüdungsbruch Tibia	1	0	1	0	0	0
Gluteus medius	2	0	2	0	0	0
Hamstrings	11	2	11	2	0	0
Ermüdungsbruch Fuß	2	0	1	0	1	1
Iliotibiales- Band	11	2	11	2	0	0
Femoropatellares-Gelenk*	20	3	20	4	0	0
Achillessehne **	95	15	88	18	7	5
Bursa subachillae	0	0	0	0	0	0
Dorsaler Fersensporn	14	2	13	3	1	1
Schienbeinkante	20	3	16	3	4	3
Tibialis posterior Sehne	6	1	4	1	2	1
Patellasehne	27	4	20	4	7	5
Vorderes Kompartiment	1	0	1	0	0	0
Andere	197	32	167	35	30	22

5.1.3 Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen

Die während der Anamnese erfassten mittleren Abstände der medialen Condylen und der medialen Malleolen zueinander sind in Tabelle 8 dargestellt. Nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test sind sie nicht normalverteilt.

Tabelle 8: Mittlerer Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen.

		Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Abstand	Condylen [cm]	2,7	2,6	0	9
	Malleolen [cm]	0,3	0,8	0	7

Bei Frauen und Männern unterscheiden sich die Abstände nur sehr geringfügig. Der mittlere Abstand der Condylen der Männer ist etwas größer als derjenige der Frauen.

Die der Malleolen sind sowohl bei Männern als auch bei Frauen im Mittel 0,3 cm voneinander entfernt (vgl. Abbildung 24).

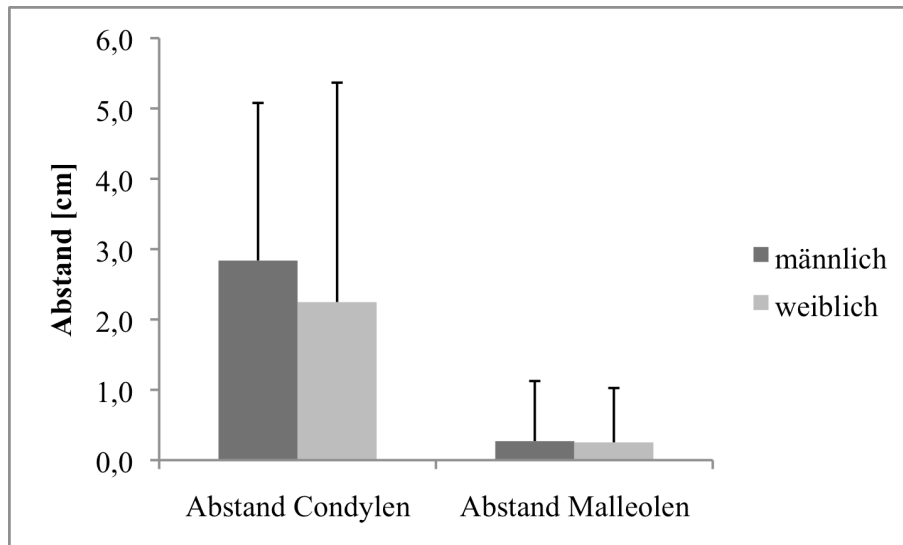


Abbildung 24: Mittlere Abstände der medialen Condylen und Malleolen aller Frauen und aller Männer.

Der Abstand der medialen Condylen bei Läufern unterscheidet sich nach dem Mann-Whitney-U-Test signifikant von demjenigen der Spielsportler. Läufer haben im Mittel einen Abstand der Condylen von $2,5 \pm 2,1$ cm und Spielsportler von $3,4 \pm 3,6$ cm, wohingegen die mittleren Abstände der Malleolen der Läufer ($0,26 \pm 0,8$ cm) und diejenigen der Spielsportler ($0,27 \pm 0,9$ cm) annähernd gleich weit voneinander entfernt sind (vgl. Abbildung 25).

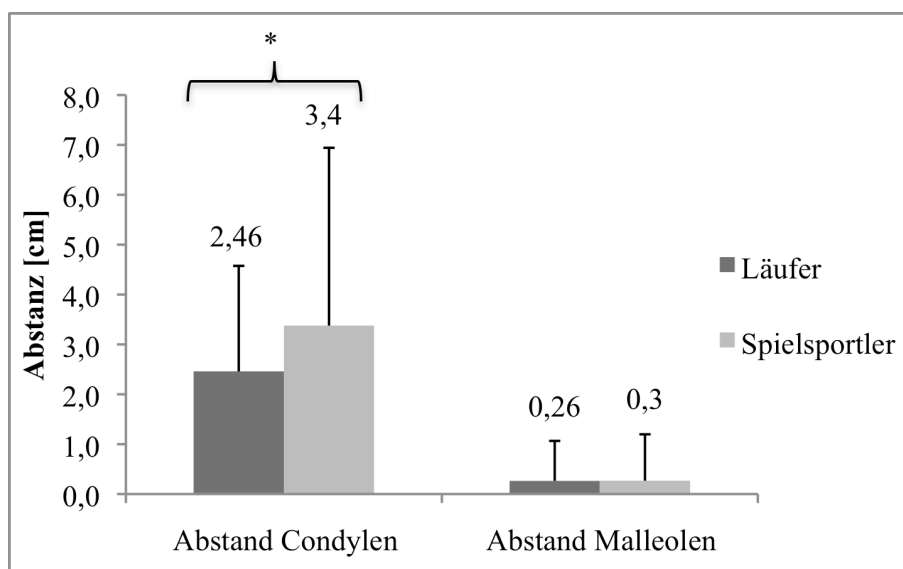


Abbildung 25: Mittlere Abstände der medialen Condylen und Malleolen aller Läufer und aller Spielsportler.

Bezüglich der mittleren Abstände der Condylen ist eine kleine Abweichung der Personen mit Achillessehnenbeschwerden von denjenigen ohne zu verzeichnen, welche allerdings nicht signifikant ist. Ebenso sind weder bei Personen mit und ohne Kniebeschwerden oder mit und ohne Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat signifikante Unterschiede zu erkennen (vgl. Abbildung 26).

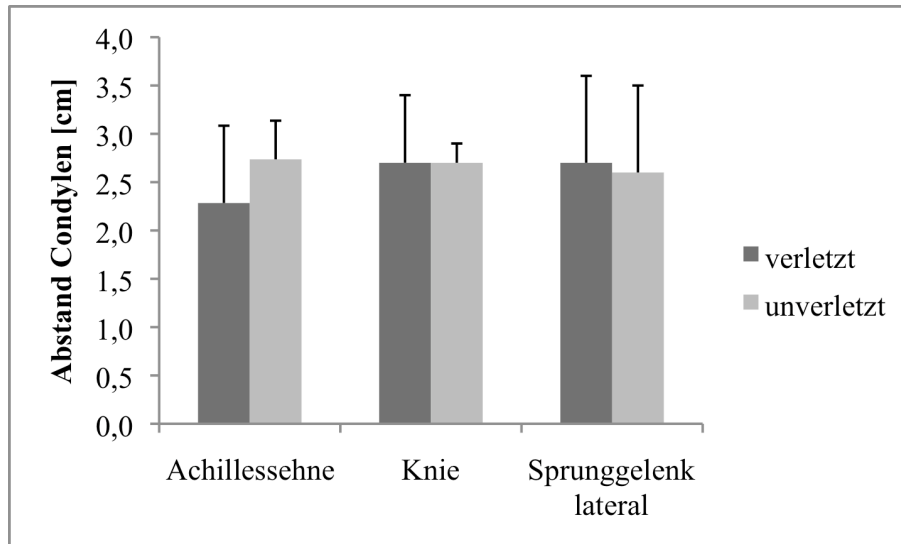


Abbildung 26: Mittlere Abstände der medialen Condylen der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen und nicht betroffenen Personen.

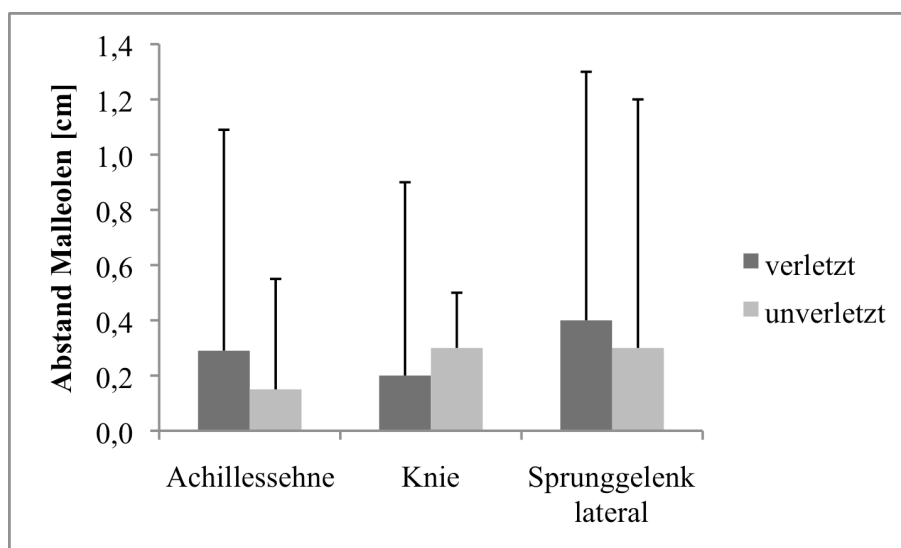


Abbildung 27: Mittlere Abstände der medialen Malleolen der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen und nicht betroffenen Personen.

Auch die Abstände der medialen Malleolen zeigen keine signifikant unterschiedlichen Mittelwerte bezüglich der an der Achillessehne, dem Knie oder dem lateralen Kapselbandapparat verletzt/ betroffenen und nicht verletzten Personen (vgl. Abbildung 27).

5.1.4 Trainingsgewohnheiten

Die mit Hilfe der Anamnese erfassten Angaben zu den Trainingsgewohnheiten sind in Tabelle 9 abgebildet.

Tabelle 9: Anamnetisch erfasste Angaben zu den Trainingsgewohnheiten aller Probanden und der Läufer sowie der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen/ verletzten Personen.

	Trainingszeit [h/ Woche]	Trainingsdistanz [km/ Woche]	Lauftempo [km/h]	Trainingsgeschichte [Jahre]	Läufer [%]
Gesamt (307)	4±3	32±25	8,0	9±9	78%
Läufer (89)	5±3	41±21	8,2	11±9	100%
Achillessehnen- beschwerden (68)	5±2	44±25	8,8	11±9	91%
Kniebeschwerden (87)	4±3	36±21	9,0	11±9	89%
Sprunggelenk lateral (107)	3±3	26±25	8,7	8±8	61%

Die erfassten Trainingsgewohnheiten beinhalten die Trainingszeit in h/Woche, die Trainingsdistanz in km/Woche und die Trainingsgeschichte in Jahren. Die Gesamtstichprobe trainiert im Mittel 4 Stunden lang und legte dabei 32 km/Woche zurück. Läufer liegen mit 5 Stunden Training pro Woche und gelaufenen 41 km deutlich darüber, ebenso wie Probanden mit Achillessehnenbeschwerden mit ebenfalls 5 gelaufenen Stunden und 44 Kilometern pro Woche. Personen mit Kniebeschwerden laufen 4 Stunden in der Woche und legen dabei 36 km zurück. Personen mit Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat liegen mit 3 Stunden in der Woche und zurückgelegten 26 Kilometern deutlich unter dem Wert der Gesamtstichprobe. Es ist augenscheinlich, dass Probanden mit Achillessehnenbeschwerden mehr Kilometer in derselben Zeit zurücklegen als Läufer. In Tabelle 9 ist das anhand der Trainingszeit und der Trainingsdistanz berechnete Lauftempo angegeben.

In der letzten Spalte von Tabelle 9 ist der Anteil der Läufer in den einzelnen Gruppen dargestellt. Die Gruppen der Personen mit Achillessehnen- und Kniebeschwerden weisen einen Anteil an Läufern auf, der den der Gesamtstichprobe übersteigt. Die Gruppe der Personen mit Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat hingegen weist mit 61 % einen deutlichen geringeren Anteil auf.

Nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test war die gelaufene Distanz pro Woche normalverteilt. Der Mittelwert aller Probanden beträgt 32 km/Woche, Männer liefen im Mittel

34 km/Woche und Frauen 26 km/Woche. Dieser geschlechtsspezifische Unterschied war im t-Test für unabhängige Stichproben hochsignifikant (vgl. Abbildung 28).

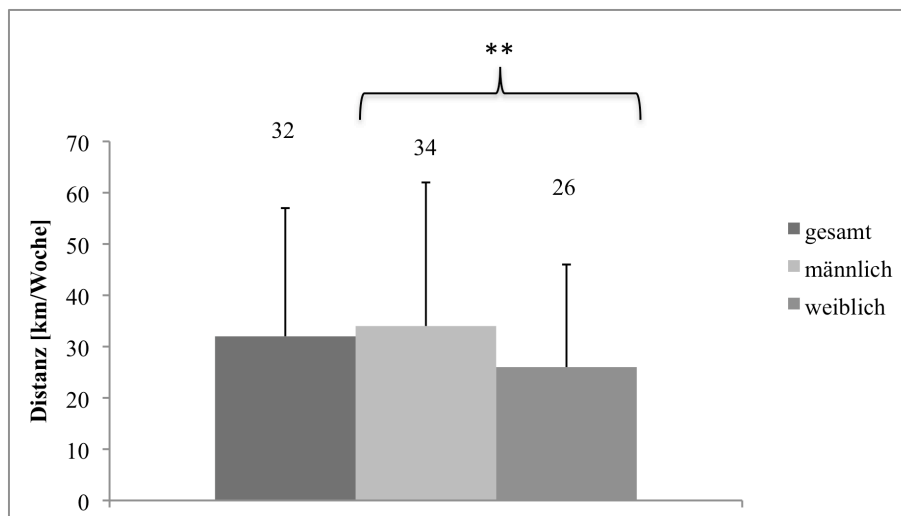


Abbildung 28: Mittlere Laufdistanz in km/Woche aller Probanden, der Männer und der Frauen. Im t-Test für unabhängige Stichproben hochsignifikante Ergebnisse sind mit ** gekennzeichnet.

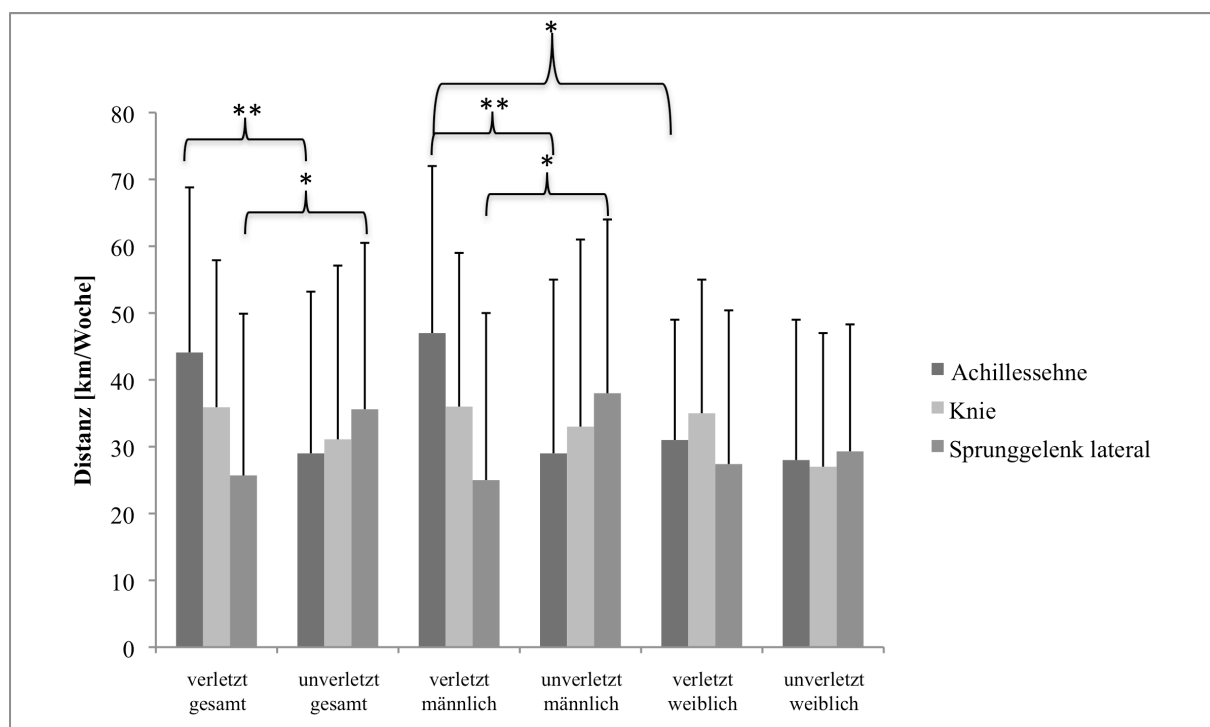


Abbildung 29: Laufdistanz [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich. Im t-Test für unabhängige Stichproben signifikante Ergebnisse sind mit *, hochsignifikante mit ** gekennzeichnet.

Die gelaufene Distanz pro Woche bezogen auf die betroffenen Strukturen zeigt einen hochsignifikanten Unterschied zwischen der Laufdistanz der Personen mit Achillessehnenbeschwerden (44 km/Woche) und den Personen ohne Achillessehnenbeschwerden (29 km/Woche, vgl. Abbildung 29). Ebenso war die Laufdistanz der Männer mit Achillessehnenbeschwerden hochsignifikant größer (47 km/Woche) als die der Männer ohne Beschwerden (29 km/Woche) und signifikant größer als die der betroffenen Frauen (31 km/Woche, vgl. Abbildung 29). Zudem konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den am lateralen Sprunggelenk verletzten Personen (26 km/Woche) und den nicht verletzten Personen (36 km/Woche) sowie zwischen den am lateralen Sprunggelenk verletzten Männern (25 km/Woche) und den unverletzten Männern (38 km/Woche) festgestellt werden (vgl. Abbildung 29).

Ebenso wie zwischen allen an der Achillessehne betroffenen Personen und nicht betroffenen Personen zeigt sich zwischen den Läufern mit Achillessehnenbeschwerden und den Läufern ohne Achillessehnenbeschwerden ein signifikanter Mittelwertunterschied (vgl. Abbildung 30). Außerdem laufen betroffene Männer mit 50 km/Woche im Mittel signifikant mehr als nicht betroffene Männer (41 km/Woche) und als betroffene Frauen (32 km/Woche). Zusätzlich zeigt sich ein signifikanter Unterschied in der mittleren Laufdistanz bei Männern mit Kniebeschwerden und bei Frauen mit Kniebeschwerden. Männer mit Kniebeschwerden laufen im Mittel 41 km/Woche und Frauen lediglich 26 km/Woche (vgl. Abbildung 30).

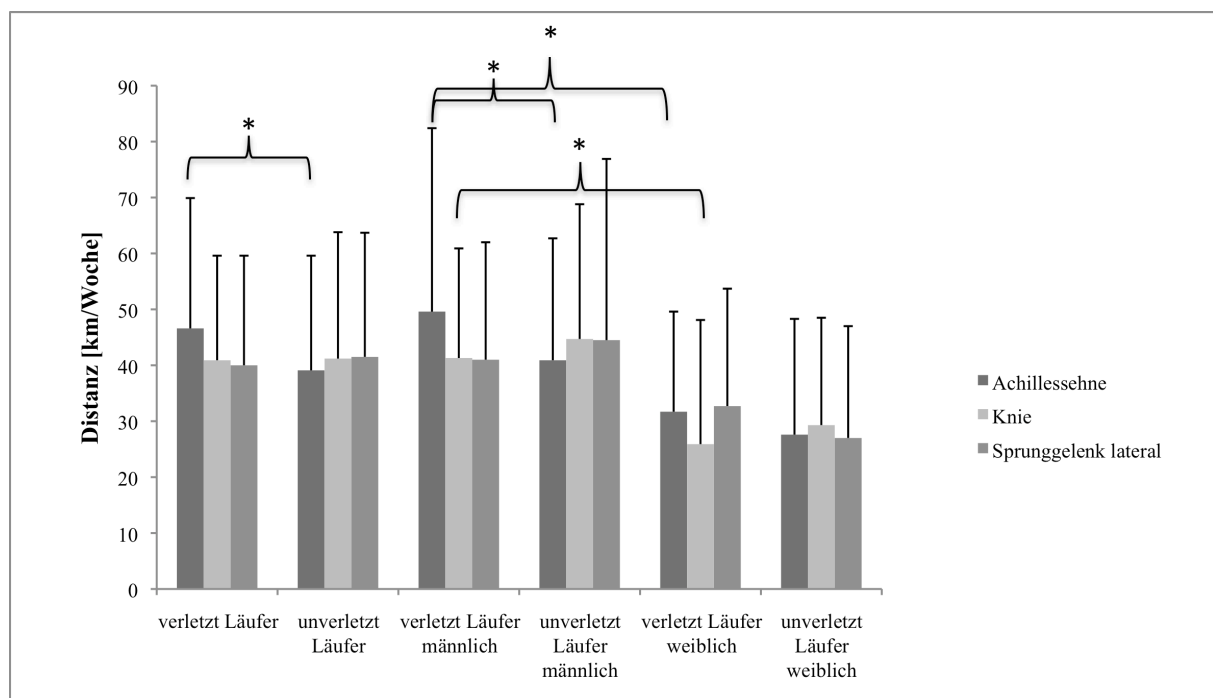


Abbildung 30: Laufdistanz der Läufer [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich. Im t-Test für unabhängige Stichproben signifikante Ergebnisse sind mit * gekennzeichnet.

In Abbildung 31 sind die wöchentlich gelaufenen Distanzen der Spielsportler, aufgeschlüsselt in die betroffenen Strukturen Achillessehne, Knie und laterales Sprunggelenk sowie in Männer und Frauen dargestellt.

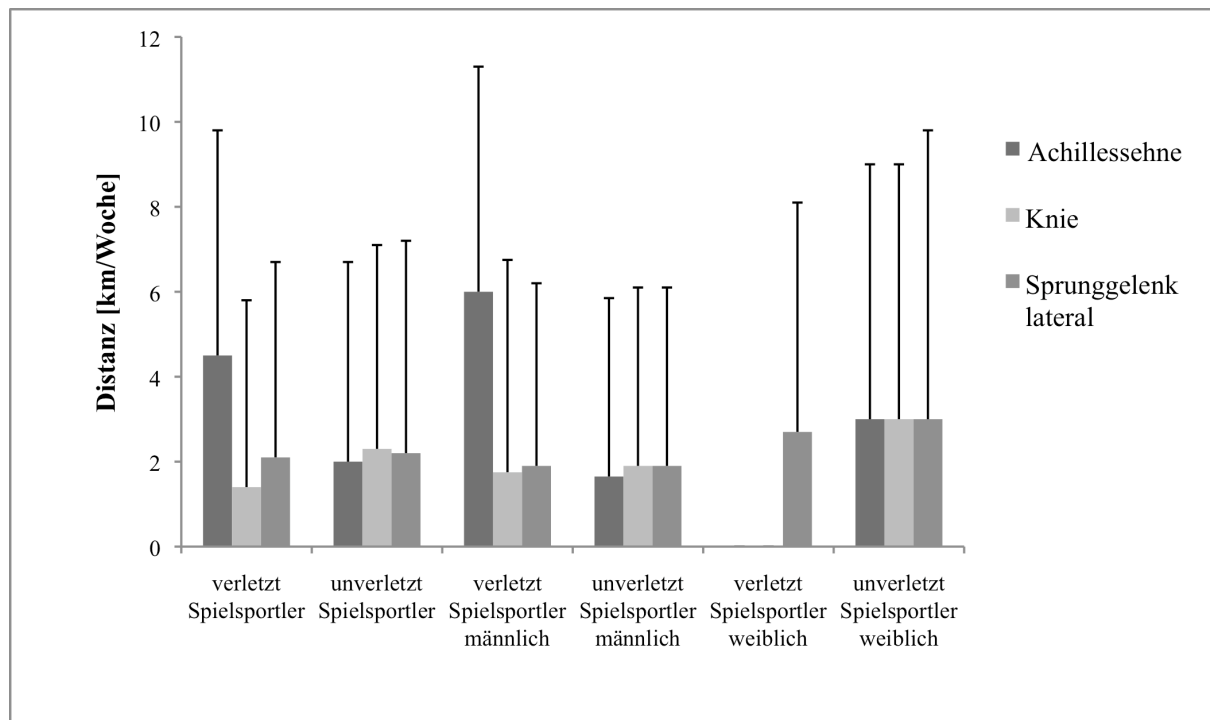


Abbildung 31: Laufdistanz der Spielsportler [km/Woche], aufgeschlüsselt in an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffen/ verletzt sowie in männlich und weiblich.

5.2 Laufbandanalyse

Die Laufbandanalyse beinhaltet die plantare Druckverteilung, deren Auswertung zu den Ergebnisse des Arch Index und des Gangwinkels führt, sowie die Videoanalyse, welche die Daten des Achillessehnenwinkels und der Achillessehnenwinkeldifferenz liefert.

5.2.1 Arch Index

Der Arch Index stellt ein Maß für die Fußform dar. Nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test ist er nicht normal verteilt. Der Mittelwert des Arch Index aller Probanden beträgt $0,22 \pm 0,06$ und liegt damit knapp über der Schwelle zwischen Normalfuß und Hohlfuß. Der Mittelwert des rechten Fußes liegt ebenfalls bei $0,22 \pm 0,06$ und der des linken Fußes bei $0,21 \pm 0,06$. Der minimale Wert beträgt 0,03 und der maximale 0,4 (vgl. Tab. 10).

Tabelle 10: Mittlerer Arch Index aller Probanden sowie des rechten und des linken Fußes.

		Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Arch-Index	Links [°]	0,21	0,06	0,03	0,37
	Rechts [°]	0,22	0,06	0,03	0,4
	Gesamt [°]	0,22	0,06	0,03	0,4

Die Fußformen von 43 % aller Probanden können als Normalfuß klassifiziert werden, 35 % als Hohlfuß und 22 % als Plattfuß. Bezogen auf den rechten und linken Fuß zeigt sich ein vergleichbares Bild. Einen Normalfuß weisen 44 % (rechts) und 38 % (links) aller Probanden auf. Einen Hohlfuß zeigen 31 % (rechts) und 37 % (links), wohingegen 22 % (rechts) und 21 % (links) der Probanden einen Plattfuß zeigen (vgl. Abbildung 32). Insgesamt haben cirka 12 % mehr Probanden einen Hohlfuß als einen Plattfuß, wobei dieser Unterschied im Chi-Quadrat-Test keine Signifikanz zeigt.

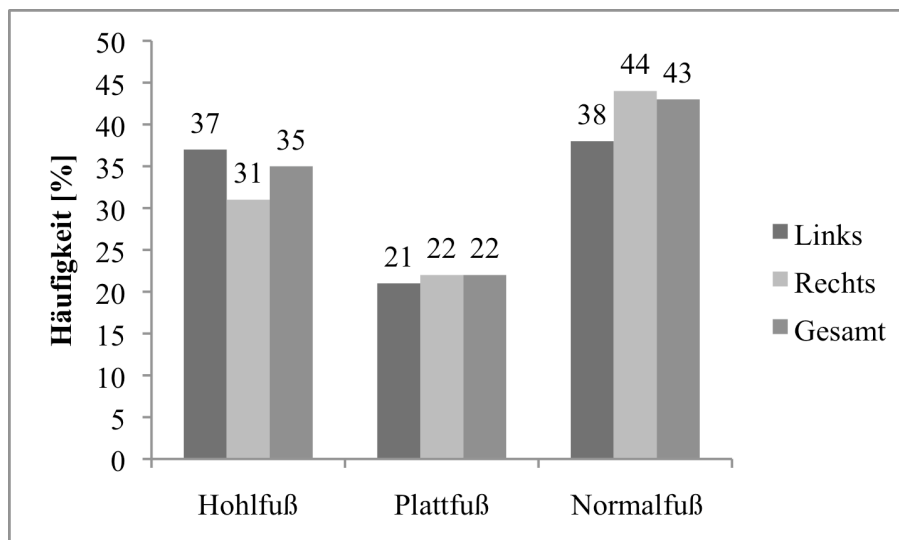


Abbildung 32: Häufigkeiten der verschiedenen Fußformen des linken Fußes, des rechten Fußes aller Probanden und Gesamt.

Abbildung 33 veranschaulicht den Arch Index des rechten und linken Fußes sowie beider zusammen, aufgeteilt in Frauen und Männer. Alle Mittelwerte liegen im Bereich eines Normalfußes. Lediglich der Mittelwert des linken Fußes der Männer liegt auf der Schwelle zum Hohlfuß. Ein ähnliches Bild zeigt sich bei den rechten und linken Füßen der Läufer und Sportsportler (vgl. Abbildung 34), wobei die Läufer in allen drei Fällen einen geringeren Arch Index zeigen als die Sportsportler.

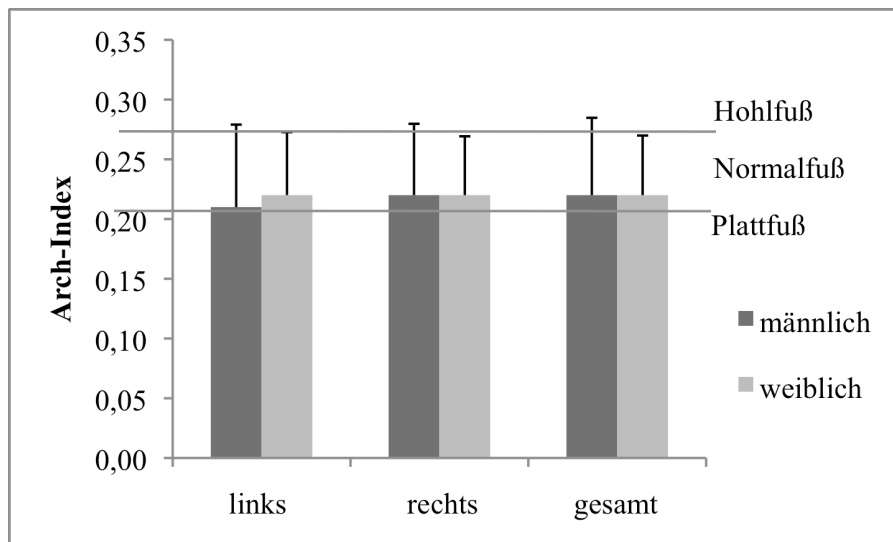


Abbildung 33: Arch Index des rechten und linken Fußes sowie des rechten und linken Fußes gemeinsam, jeweils unterteilt in Frauen und Männer.

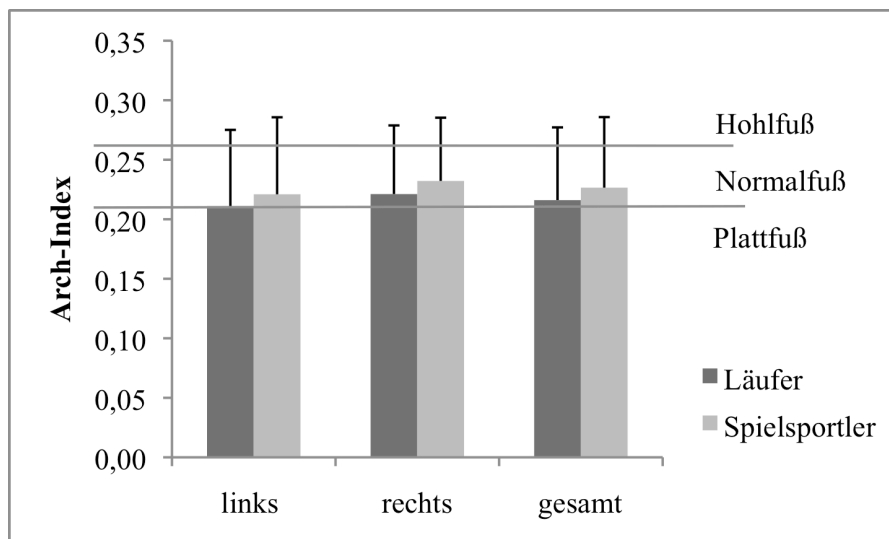


Abbildung 34: Arch Index des rechten und linken Fußes sowie des rechten und linken Fußes gemeinsam, jeweils unterteilt in Läufer und Spielsportler.

Personen mit Achillessehnenbeschwerden weisen einen etwas kleineren Arch Index auf als nicht betroffene Personen. Der Arch Index der an der Achillessehne betroffenen Personen liegt knapp unterhalb der Schwelle zwischen Normalfuß und Hohlfuß, wobei alle anderen Werte im Normalfußbereich liegen. Personen ohne Verletzung am lateralen Kapselbandapparat zeigen im Vergleich zu Personen mit Verletzung im Mittel einen leicht reduzierten Arch Index (vgl. Abbildung 35).

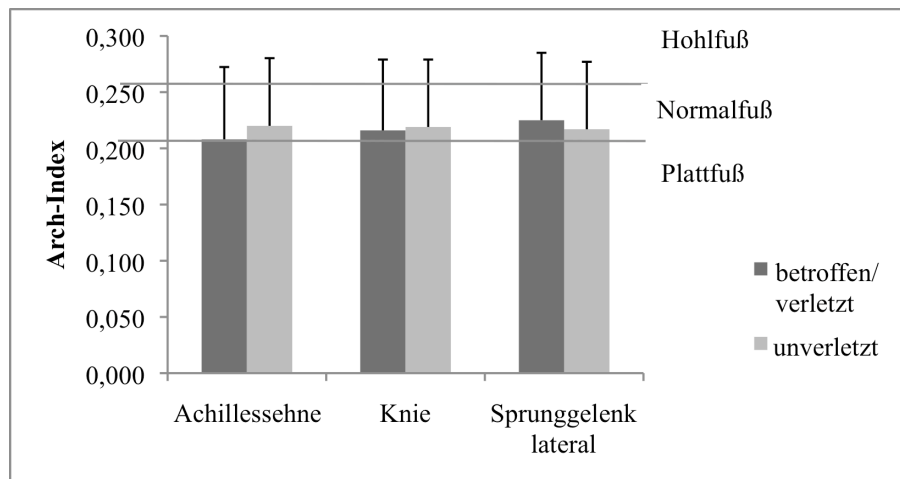


Abbildung 35: Arch Index von an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Personen.

5.2.2 Achillessehnenwinkel

Die Achillessehnenwinkel bei Touchdown (β_{TD}), bei Midstance (β_{MS}) und die Achillessehnenwinkeldifferenz ($\Delta\beta$) sind nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test normalverteilt. Der Mittelwert des Achillessehnenwinkels bei Touchdown beträgt $184^\circ \pm 4^\circ$ mit einem Minimum von 169° und einem Maximum von 194° . Der mittlere Achillessehnenwinkel bei Midstance beträgt $186^\circ \pm 4^\circ$ mit einem Minimum von 171° und einem Maximum von 200° . Die mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz liegt bei $3,7^\circ \pm 2,4^\circ$ mit einer minimalen Differenz von $-4,3^\circ$ und einer maximalen Differenz von $11,7^\circ$ (vgl. Tab. 11).

Tabelle 11: Achillessehnenwinkel des linken und des rechten Fußes bei Touchdown und Midstance sowie Achilles-sehnenwinkeldifferenz gesamt.

		Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
β_{TD}	Links [$^\circ$]	183	4,1	170	194
	Rechts [$^\circ$]	182	4,3	169	192
	Gesamt [$^\circ$]	184	4,3	169	194
β_{MS}	Links [$^\circ$]	187	4,3	172	200
	Rechts [$^\circ$]	185	4,2	171	199
	Gesamt [$^\circ$]	186	4,3	171	200
$\Delta\beta$	Links [$^\circ$]	3,6	2,5	-4,3	10,7
	Rechts [$^\circ$]	3,7	2,3	-2,7	11,7
	Gesamt [$^\circ$]	3,7	2,4	-4,3	11,7

Die Mittelwerte von $\Delta\beta$ des jeweils rechten und linken Fußes aller Frauen und aller Männer liegen in einem Bereich zwischen $3,6^\circ \pm 2,5^\circ$ und $4,7^\circ \pm 2,4^\circ$ (vgl. Abbildung 36). Auch die Mittelwerte von $\Delta\beta$ der rechten und linken Füße der Läufer und Spiel-

sportler unterschieden sich kaum. Sie liegen in einem Bereich zwischen $3,6^\circ \pm 2,4^\circ$ und $3,8^\circ \pm 2,3^\circ$ (vgl. Abbildung 37).

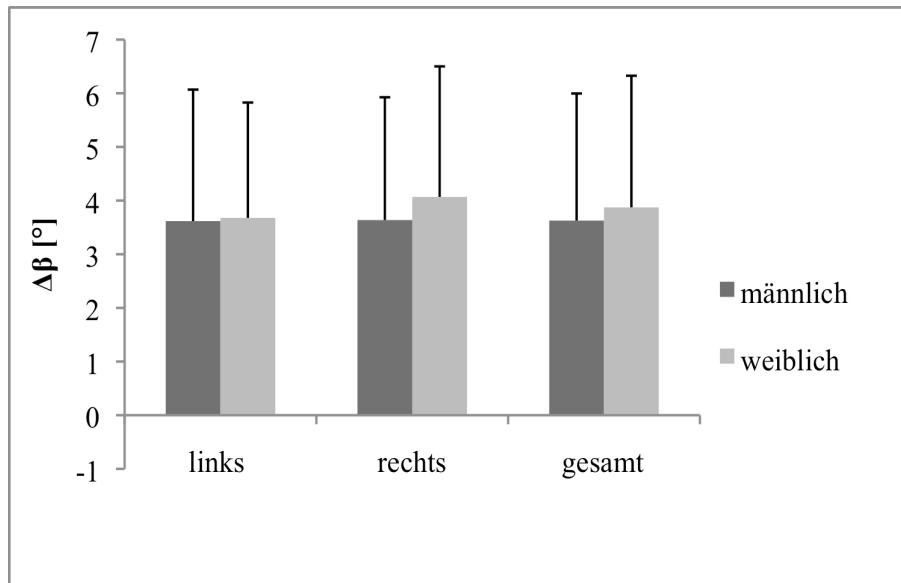


Abbildung 36: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz ($\Delta\beta$) des rechten und linken Fußes aller Frauen und aller Männer.

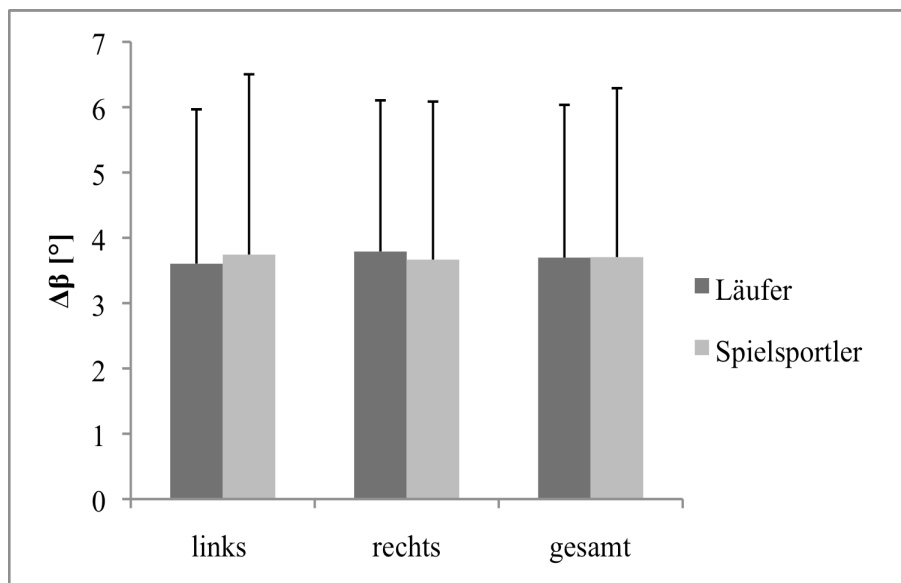


Abbildung 37: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz ($\Delta\beta$) des rechten und linken Fußes aller Läufer und aller Sportler.

Die mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz der Personen mit Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich nicht von demjenigen der Personen ohne Probleme an der Achillessehne (vgl. Abbildung 38). Personen mit Problemen am Kniegelenk jedoch haben im Mittel eine größere Differenz als Personen ohne Knieprobleme. Auch Personen mit einer Verletzung am lateralen Kapselbandapparat haben im Mittel eine größere

Achillessehnenwinkeldifferenz als unverletzte Personen. Jedoch sind diese Differenzen nicht statistisch signifikant. Die jeweils unverletzten Probanden zeigen durchgehend einen mittleren Achillessehnenwinkel, der cirka dem Mittelwert aller Probanden entspricht ($3,7^\circ$).

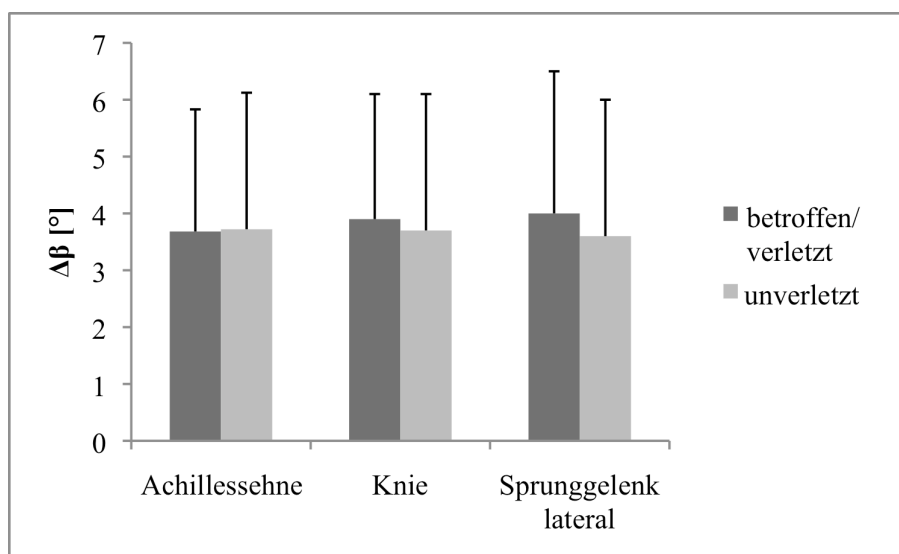


Abbildung 38: Mittlere Achillessehnenwinkeldifferenz der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Probanden.

5.2.3 Gangwinkel

Der Gangwinkel aller Personen ist nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test nicht normalverteilt. Der Mittelwert des Gangwinkels aller Probanden beträgt $7,6^\circ \pm 4,6^\circ$, wobei der größte gemessene Wert 26° beträgt und der kleinste -4° (vgl. Tab. 12).

Tabelle 12: Mittelwert und Standardabweichung, Minimum sowie Maximum des Gangwinkels aller Probanden sowie des linken und rechten Fußes.

		Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Gangwinkel	Links [°]	7	4,9	-3	26
	Rechts [°]	8,3	4,4	-4	24
	Gesamt [°]	7,6	4,6	-4	26

Der Gangwinkel zeigt einen eindeutigen geschlechtsspezifischen Unterschied. Männer haben im Mittel mit $8^\circ \pm 5^\circ$ einen hochsignifikant größeren Gangwinkel als Frauen mit $6^\circ \pm 4^\circ$ (vgl. Abbildung 39) ($d = 0,442$). Dieses Bild ist sowohl am rechten und linken Fuß als auch insgesamt zu sehen (vgl. Abbildung 44).

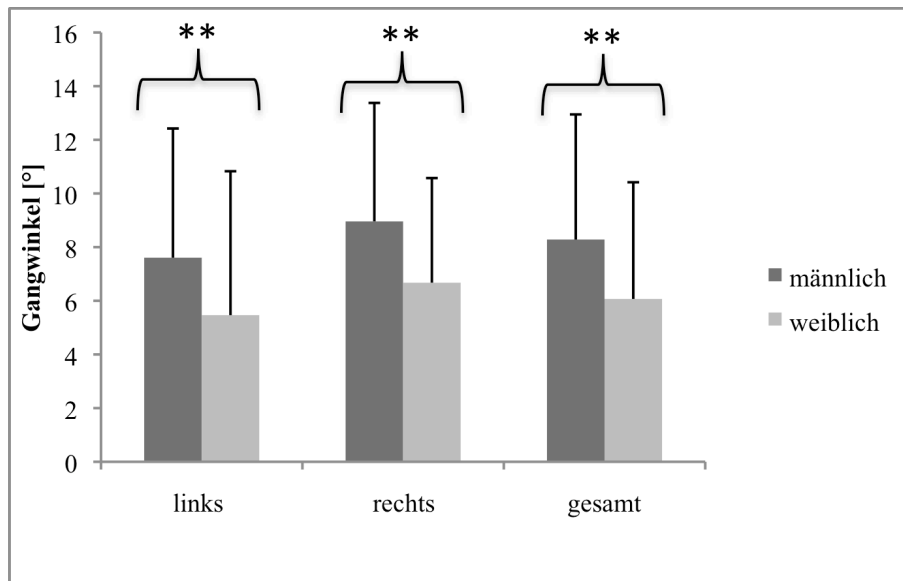


Abbildung 39: Mittlerer Gangwinkel aller Männer und Frauen des jeweils rechten und linken Fußes sowie gesamt. Im Man-Whitney-U-Test hochsignifikante Ergebnisse sind mit ** gekennzeichnet.

Betrachtet man die Ergebnisse des Gangwinkels der Läufer im Vergleich zu den Sportlern, so sind keine signifikanten Unterschiede zu erkennen (vgl. Abbildung 40).

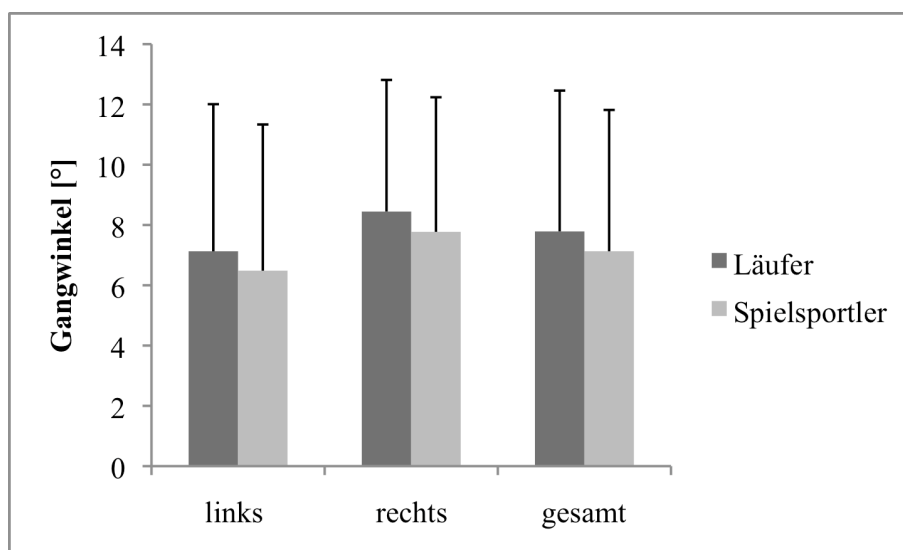


Abbildung 40: Mittlerer Gangwinkel aller Läufer und Sportler des jeweils rechten und linken Fußes sowie gesamt.

Der mittlere Gangwinkel der an der Achillessehne, dem Knie oder dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen/verletzten oder unverletzten Personen zeigt keine Unterschiede größer als $0,4^\circ$ (vgl. Abbildung 41).

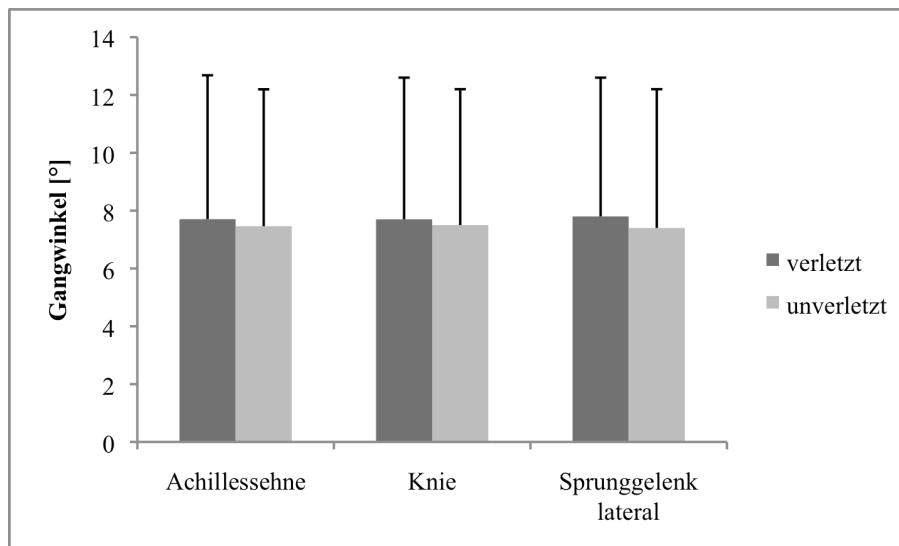


Abbildung 41: Mittlerer Gangwinkel der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Probanden.

5.3 Die subtalare Gelenkachse

Der Inklinationswinkel und der Deviationswinkel des unteren Sprunggelenks sind nach dem Kolmogorov-Smirnov-Test normalverteilt.

Die Ergebnisse der subtalaren Gelenkachse sind in Tabelle 13 dargestellt. Der Inklinationswinkel aller Probanden beträgt $42^\circ \pm 16^\circ$. Der Deviationswinkel aller Probanden liegt bei $11^\circ \pm 23^\circ$. Der Inklinationswinkel des rechten und linken Fußes beträgt ebenfalls 42° . Der Deviationswinkel des rechten Fußes beträgt $16^\circ \pm 23^\circ$ und der des linken Fußes lediglich $6^\circ \pm 22^\circ$. Der Deviationswinkel des rechten und linken Fußes zeigt damit eine im t-Test für unabhängige Stichproben hochsignifikante Mittelwertdifferenz von 10° mittleren Effekts ($d = 0,435$).

Tabelle 13: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse aller Probanden.

		STA				
		N	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Links	Inklinationswinkel [°]	307	42	16	0	84
	Deviationswinkel [°]					
Rechts	Inklinationswinkel [°]	307	42	17	2	78
	Deviationswinkel [°]					
Gesamt	Inklinationswinkel [°]	614	42	16	0	84
	Deviationswinkel [°]					

Der mittlere Inklinationswinkel der Männer ist mit $41^\circ \pm 16^\circ$ etwas geringer als der aller Frauen ($45^\circ \pm 17^\circ$). Der mittlere Deviationswinkel der Männer hingegen ist mit $13^\circ \pm 23^\circ$ signifikant größer als derjenige der Frauen mit $6^\circ \pm 22^\circ$, ($d = 0,311$, vgl. Tab. 14).

Tabelle 14: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse aller Männer und aller Frauen.

STA und Geschlecht				
		N	Mittelwert	Standardabweichung
Männlich	Inklinationswinkel [°]	436	41	16
	Deviationswinkel [°]		13	23
Weiblich	Inklinationswinkel [°]	178	45	17
	Deviationswinkel [°]		6	22
Gesamt	Inklinationswinkel [°]	614	42	16
	Deviationswinkel [°]		11	23

In Tabelle 15 sind die Inklinations- und Deviationswinkel der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen/verletzten und unverletzten Probanden dargestellt. Der Inklinationswinkel zeigt kaum Unterschiede bei den Betroffenen im Vergleich zu den nicht betroffenen Personen. Lediglich der Inklinationswinkel der Personen mit Achillessehnenbeschwerden ist mit $44^\circ \pm 16^\circ$ etwas größer als derjenige der nicht betroffenen Personen mit $42^\circ \pm 17^\circ$: Bei den übrigen Kategorien unterscheidet sich der Inklinationswinkel kaum mehr als 1° .

Der Deviationswinkel hingegen zeigt teilweise deutliche Unterschiede. So ist er bei den an der Achillessehne betroffenen Personen ($18^\circ \pm 23^\circ$) um 8° größer als bei den nicht betroffenen Personen ($10^\circ \pm 23^\circ$). Dieser Mittelwertunterschied ist im t-Test für unabhängige Stichproben signifikant ($d = 0,348$). Der Deviationswinkel der Personen mit Kniebeschwerden liegt bei $13^\circ \pm 20^\circ$ und derjenige bei Personen ohne Beschwerden bei $11^\circ \pm 24^\circ$. Der Deviationswinkel der Personen mit einer Verletzung am lateralen Kapselbandapparat ($8^\circ \pm 25^\circ$) ist im Mittel um 4° geringer als derjenige der Personen ohne eine solche Verletzung ($12^\circ \pm 23^\circ$). Der Mittelwertunterschied ist im t-Test für unabhängige Stichproben mit $p = 0,087$ nicht signifikant ($d = 0,167$).

Tabelle 15: Ergebnisse der räumlichen Orientierung der subtalaren Gelenkachse der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/ verletzten und unverletzten Probanden.

STA und Überlastungsfolgen/ Verletzungen				
		N	Mittelwert	Standardabweichung
Gesamt	Inklinationswinkel [°]	614	42	16
	Deviationswinkel [°]		11	23
Achillessehnenbeschwerden	Inklinationswinkel [°]	95	44	16
	Deviationswinkel [°]		18	23
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	519	42	17
	Deviationswinkel [°]		10	23
Kniebeschwerden	Inklinationswinkel [°]	107	43	15
	Deviationswinkel [°]		13	20
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	507	42	17
	Deviationswinkel [°]		11	24
Verletzungen Sprunggelenk lateral	Inklinationswinkel [°]	127	41	15
	Deviationswinkel [°]		8	25
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	487	42	17
	Deviationswinkel [°]		12	23

Der Unterschied zwischen dem Inklinationswinkel und Deviationswinkel des rechten Fußes im Vergleich zu dem linken Fuß ist durch eine Differenz beider Werte in Tabelle 16 dargestellt. Im Mittel unterscheidet sich der Inklinationswinkel des rechten Fußes von dem des linken um lediglich $0,4^{\circ} \pm 21^{\circ}$. Die Differenz des Deviationswinkels beträgt im Mittel $10^{\circ} \pm 30^{\circ}$. Die minimale Differenz beträgt $0,1^{\circ}$ und die maximale Differenz 91° .

Tabelle 16: Differenz des Inklinations- und des Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse des rechten und linken Fußes.

STA- Differenz des rechten und linken Fußes				
	Mittelwert	Standardabweichung	Minimum	Maximum
Inklinationswinkel [°]	0,4	21	0	69
Deviationswinkel [°]	10	30	0,1	91

Die Differenz des Inklinations- und des Deviationswinkel zeigt kaum Unterschiede bei an der Achillessehne, dem Kniegelenk und dem lateralen Kapselbandapparat betroffenen/ verletzten und unverletzten Personen (vgl. Tab. 17).

Tabelle 17: Differenz des Inklinations- und des Deviationswinkels der subtalaren Gelenkachse der an der Achillessehne, dem Knie und dem lateralen Sprunggelenk betroffenen/verletzten und unverletzten Probanden.

STA- Differenz des rechten und linken Fußes und Überlastungsfolgen		Mittelwert	Standardabweichung
Achillessehnen- beschwerden	Inklinationswinkel [°]	0,6	21
	Deviationswinkel [°]	9	31
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	0,3	21
	Deviationswinkel [°]	10	30
Kniebeschwerden	Inklinationswinkel [°]	0,2	20
	Deviationswinkel [°]	10	27
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	0,6	21
	Deviationswinkel [°]	10	31
Verletzung Sprung- gelenk lateral	Inklinationswinkel [°]	1	19
	Deviationswinkel [°]	9	31
Unverletzt	Inklinationswinkel [°]	0,1	22
	Deviationswinkel [°]	10	30

5.4 Zusammenhänge der Parameter

Um mögliche Interaktionen der einzelnen Parameter sichtbar zu machen, wurden nicht nur die einzelnen Parameter in Zusammenhang zu Überlastungsfolgen und Beschwerden gebracht, sondern auch deren Zusammenhänge untereinander überprüft. Eine Voraussetzung der multivariaten Analyse ist eine geringe Korrelation der einzelnen Parameter. Die Ergebnisse sind in den folgenden Kapiteln dargestellt.

5.4.1 Zusammenhang zwischen Fußform und Achillessehnenwinkel

Abbildung 42 zeigt die Achillessehnenwinkel bei Touch-Down und Midstance auf der Primärachse, überlagert von deren Differenzen auf der Sekundärachse. Der Achillessehnenwinkel bei Touchdown und bei Midstance weicht bei unterschiedlichen Fußformen nicht signifikant voneinander ab. Auch die Achillessehnenwinkeldifferenz zeigt keine signifikanten Unterschiede.

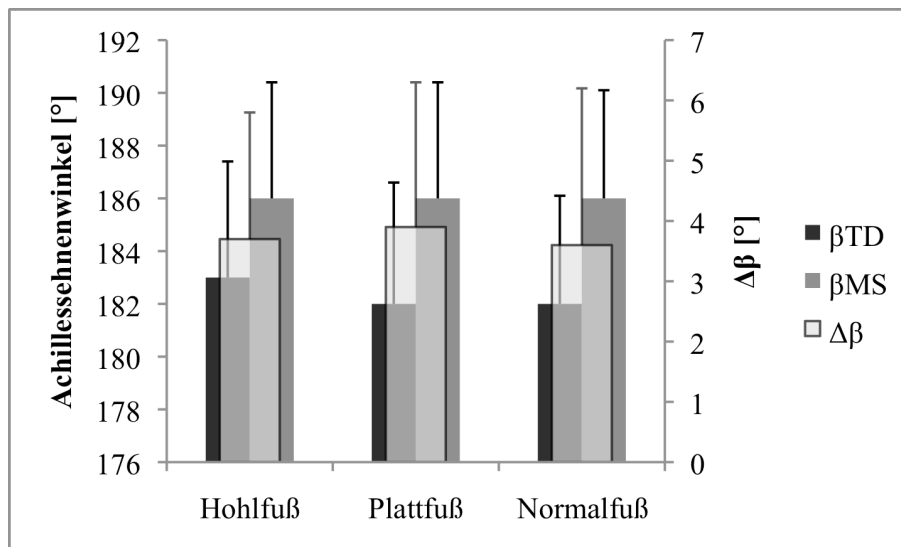


Abbildung 42: Achillessehnenwinkel bei Touch-Down und Midstance sowie der Achillessehnenwinkeldifferenz $\Delta\beta$ verschiedener Fußformen.

5.4.2 Zusammenhang zwischen Fußform und Gangwinkel

Der Zusammenhang zwischen Gangwinkel und Fußform scheint hingegen sehr eindeutig zu sein (vgl. Abbildung 43). Der mittlere Gangwinkel ist durchweg bei einem Plattfuß größer als bei einem Normalfuß oder einem Hohlfuß. Der Gangwinkel bei einem Plattfuß liegt im Mittel am linken Fuß und gesamt bei 9° und am rechten Fuß bei $10^\circ \pm 5^\circ$. Am linken und am rechten Fuß zeigen sich für Normalfuß und Hohlfuß jeweils identisch große Gangwinkel ($6,5^\circ$ links und 7° gesamt). Am rechten Fuß liegt der mittlere Gangwinkel bei einem Hohlfuß ebenfalls bei $6,5^\circ \pm 5^\circ$ und bei einem Normalfuß bei $8^\circ \pm 5^\circ$. Die Unterschiede am rechten Fuß und gesamt zeigen im Kruskal-Wallis-Test signifikante und hochsignifikante Ergebnisse.

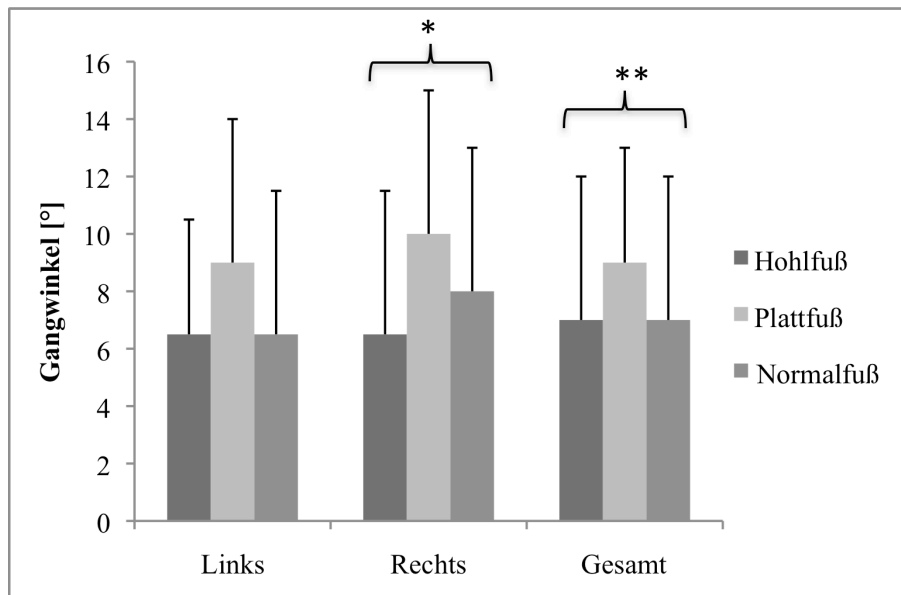


Abbildung 43: Zusammenhang zwischen Fußform und Gangwinkel.

5.4.3 Zusammenhang zwischen Fußform und Subtalarachse

Die Zusammenhänge zwischen Fußform sowie Inklinations- und Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse sind in den Abbildungen 44 und 45 dargestellt. Personen mit Hohlfuß haben im Mittel einen Inklinationswinkel von $45^\circ \pm 16^\circ$ (vgl. Abbildung 44), Personen mit Plattfuß hingegen einen um circa 8° geringeren Inklinationswinkel von $38^\circ \pm 16^\circ$ am linken Fuß und $37^\circ \pm 15^\circ$ am rechten Fuß und gesamt. Der Inklinationswinkel bei Personen mit einem Normalfuß liegt im Mittel zwischen $42^\circ \pm 16^\circ$ (links und gesamt) und $41^\circ \pm 15^\circ$ (rechts) und damit zwischen den Werten bei einem Hohl- und Plattfuß. Die Inklinationswinkel am rechten Fuß und Gesamt unterscheiden sich signifikant bei jeweils unterschiedlichen Fußformen.

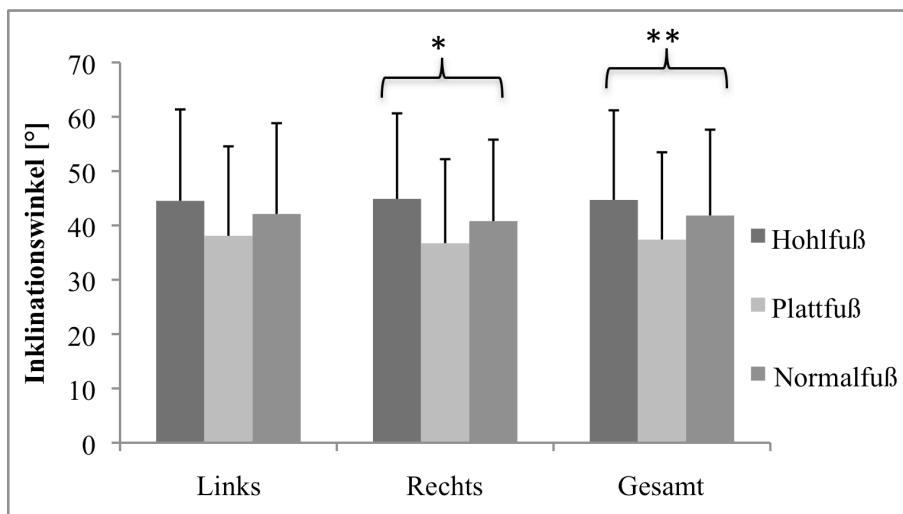


Abbildung 44: Zusammenhang zwischen Fußform und Inklinationswinkel. Im Kruskal-Wallis-Test signifikante Unterschiede sind mit *, hochsignifikante mit ** gekennzeichnet.

Das Verhältnis zwischen Deviationswinkel und Fußform zeigt ein uneinheitliches Bild (vgl. Abbildung 45).

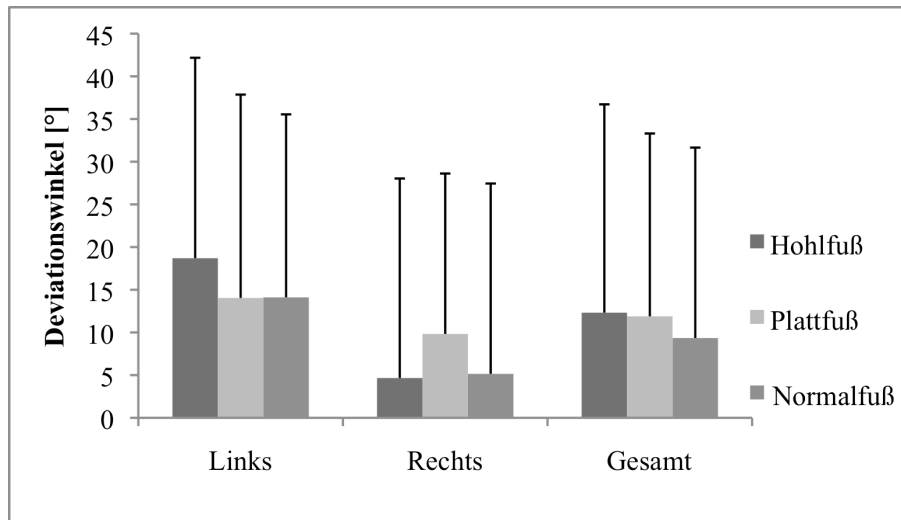


Abbildung 45: Zusammenhang zwischen Fußform und Deviationswinkel.

5.4.4 Korrelationen

Um mögliche lineare Zusammenhänge zwischen den unabhängigen Variablen aufdecken zu können, wurden die Parameter Inklinations- und Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse, Arch Index, Gangwinkel, Achillessehnenwinkeldifferenz, Abstand der Malleolen und Abstand der Condylen korreliert. Die Korrelationsmatrix (vgl. Tab. 18) zeigt, dass die Korrelationskoeffizienten alle um 0 streuen. Lediglich der Arch Index und der Gangwinkel korrelieren mit einem Wert von 0,17. Es kann kein linearer Zusammenhang zwischen den einzelnen Parametern konstatiert werden und somit können alle Parameter in die multivariate Analyse eingespeist werden.

Tabelle 18: Korrelationsmatrix der unabhängigen Variablen Inklinations- und Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse, Arch Index, Gangwinkel, Achillessehnenwinkeldifferenz, Abstand der Malleolen und Abstand der Condylen.

	Deviation	Arch-Index	Gangwinkel	$\Delta\beta$	Abstand Malleolen	Abstand Condylen
Inklination	-0,02	-0,11	0,02	-0,12	-0,08	-0,04
Deviation		-0,06	-0,08	-0,06	0,01	0,04
Arch-Index			0,17	0,01	-0,04	0,11
Gangwinkel				0,06	-0,02	0,09
$\Delta\beta$					0,06	0
Abstand Malleolen						-0,09

5.5 Multivariate Analyse

Es wurde eine binär logistische Regression für die abhängigen Variablen „Achillessehnenbeschwerden, Kniebeschwerden und Verletzung des lateralen Kapselbandapparats“ berechnet. Folgende Parameter wurden jeweils als unabhängige Variablen in das Modell integriert: Inklinationswinkel STA, Deviationswinkel STA, Arch Index, Achillessehnenwinkeldifferenz, Gangwinkel, Abstand Malleolen, Abstand Condylen, Laufleistung in Stunden pro Woche (Dauer) und Laufleistung in Kilometer pro Woche (Distanz). Zunächst wurde bei einem Modell alle Parameter in das Modell eingefügt, um die einflussreichsten Parameter ermitteln zu können.

Für die abhängige Variable „an der Achillessehne betroffen/nicht betroffen“ waren dies der Deviationswinkel, der Gangwinkel und die Distanz. Beim endgültigen Modell wurden dann im ersten Schritt der Deviationswinkel, der Gangwinkel und die Distanz gleichzeitig hinzugefügt, und anschließend die restlichen Parameter. Die Parameter Dauer und Inklination wurden aus dem Modell ausgeschlossen, da sie zu keiner Verbesserung der Modellanpassung führten. In Tabelle 19 (Mitte) ist die Modellzusammenfassung angegeben.

Tabelle 19: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „An der Achillessehne betroffen/nicht betroffen“.

	Chi-Quadrat	df	Sig
Schritt 1 Modell	35,883	7	0,000
Schritt	-2 Log-Likelihood	Cox & Snell R-Quadrat	Nagelkerkes R-Quadrat
1	411,964	0.064	0,114
Schritt	Chi-Quadrat	df	Sig
1	11,991	8	0,152

Auf Grundlage des in Tabelle 19 (oben) dargestellten Omnibus-Tests lässt sich die Differenz zwischen dem Null-Modell (Modell ohne Prädiktoren/Variablen) und dem Prädiktoren-Modell aufzeigen. Der signifikante Chi-Quadrat-Test ($p < 0,001$) zeigt, dass die integrierten Prädiktoren (unabhängige Variablen) einen signifikanten Zuwachs bei der Modellanpassung liefern. Der Hosmer-Lemeshow-Test (vgl. Tab. 19 unten) gibt Auskunft über die Modellanpassung. Er überprüft die Differenz zwischen den beobachteten und erwarteten Werten. Je geringer die Differenz, umso besser die Modell-

anpassung. Gesucht wird daher ein nicht signifikantes Ergebnis, was hier der Fall ist ($p=0,152$). Allerdings ist die erklärte Varianz mit 11,4 % relativ gering (vgl. Tab. 19 Mitte). Die Klassifizierungstabelle (Tab. 20) zeigt die durch das Modell korrekt eingestuft Fälle (Probanden, die aufgrund der Merkmalskonstellation in die richtige Gruppe eingestuft wurden). Im Fall der unverletzten Personen liegt diese bei 99,1 %. Bei Personen mit ÜF an der AS wurden lediglich 2,6 % der Fälle korrekt eingeschätzt. Damit ergibt dies einen Gesamtprozentsatz von 85,3 %.

Tabelle 20: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable: An der Achillessehne betroffen/ nicht betroffen.

Beobachtet			Vorhergesagt		
			Ver/ Unver		Prozentsatz der Richtigen
			Unverletzt AS	Verletzt AS	
Schritt 1	Ver/ Unver	Unverletzt AS	464	4	99,1
		Verletzt AS	76	2	2,6
	Gesamtprozentsatz				85,3

Tabelle 21 zeigt den Regressionskoeffizienten und die Ergebnisse der Wald-Statistik für die unabhängige Variable. Die Regressionskoeffizienten aller unabhängigen Variablen sind mit Ausnahme des Arch Index und des Abstandes der Condylen positiv. Bei einem positiven Regressionskoeffizienten nimmt mit Zunahme der unabhängigen Variablen die Wahrscheinlichkeit zu, dass der Proband der Gruppe „betroffen“ zugehört. Der Wald-Test ist bei einem Signifikanzniveau von 5 % für die Variablen Deviation ($p=0,006$), Distanz ($p<0,001$) und Gangwinkel ($p=0,034$) signifikant.

Tabelle 21: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „An der Achillessehne betroffen/nicht betroffen“.

	Regressions koeffizient	Standard- fehler	Wald	df	Sig	Exp(B)
Deviation	0,016	0,006	7,581	1	0,006	1,016
Distanz	0,020	0,005	17,150	1	0,000	1,020
AI	-2,792	2,101	1,765	1	0,184	0,061
$\Delta\beta$	0,023	0,054	0,188	1	0,665	1,024
GW	0,060	0,028	4,493	1	0,034	1,062
AC	-0,053	0,059	0,801	1	0,371	0,948
AM	0,159	0,144	1,218	1	0,270	1,172
Konstante	-2,607	0,579	20,251	1	0,000	0,074

In das Modell für die abhängige Variable „am Knie betroffen/nicht betroffen“ wurden lediglich Inklination und Deviation einbezogen. Alle anderen Prädiktoren sorgten für

keine Modellverbesserung. Der Omnibus-Test ist nicht signifikant (vg. Tab 22 oben). Im Homer-Lemeshow-Test (vgl. Tab. 22 unten) zeigt das Modell nicht signifikante Ergebnisse des Chi-Quadrat-Tests. Die Modellanpassung scheint ausreichend. Die erklärte Varianz ist mit 0,5 % verschwindend klein (vgl. Tab. 22 Mitte).

Tabelle 22: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“.

		Chi-Quadrat	df	Sig
Schritt 1	Modell	1,497	2	0,473
		-2 Log-Likelihood	Cox & Snell R-Quadrat	Nagelkerkes R-Quadrat
	Schritt			
	1	486,562	0,003	0,005
		Chi-Quadrat	df	Sig
	Schritt			
	1	9,034	8	0,339

Das Modell ist in der Lage, 100 % der unverletzten Fälle richtig einzuschätzen, die verletzten Fälle werden jedoch alle falsch eingeschätzt, damit liegt der Prozentsatz der richtig eingeschätzten Fälle bei diesem Modell bei 83,5 % (vgl. Tab. 23).

Tabelle 23: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“.

Beobachtet			Vorhergesagt		
			Ver/ Unver		Prozentsatz der Richtigen
		Unverletzt Knie	Verletzt Knie		
Schritt 1	Ver/ Unver	Unverletzt Knie	454	0	100
		Verletzt Knie	90	0	0
	Gesamtprozentsatz				83,5

Die Regressionskoeffizienten sind beide positiv, die Wald-Statistik überschreitet das Signifikanzniveau von 5 % für keinen der integrierten Prädiktoren (vgl. Tab. 24).

Tabelle 24: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „Am Knie betroffen/nicht betroffen“.

	Regressionskoeffizient	Standardfehler	Wald	df	Sig	Exp(B)
Deviation	0,004	0,005	0,567	1	0,451	1,004
Inklination	0,007	0,007	0,931	1	0,335	1,007
Konstante	-1,957	0,338	33,574	1	0,000	0,141

Für die abhängige Variable „am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“ wurde im ersten Modell der Abstand der Malleolen und die Distanz als Prädiktoren mit signifikantem Einfluss auf die Entstehung der abhängigen Variablen identifiziert und daher beim zweiten Modell als erste Prädiktoren in das Modell integriert. Die restlichen Prädiktoren wurden im zweiten Schritt einbezogen, wobei der Arch Index, der Achillessehnenwinkel, der Gangwinkel, der Abstand der Condylen und die Dauer nicht in das Modell integriert wurden, da sie zu keiner Verbesserung der Modellanpassung führten. Ein signifikanter Omnibus-Test (Tab. 25 oben) deutet auf eine Verbesserung des endgültigen Modells im Vergleich zu dem Null-Modell hin. Der Hosmer-Lemeshow-Test (vgl. Tab. 25 unten) liegt nur sehr knapp über einem signifikanten Ergebnis ($p=0,055$), womit auch nur knapp eine ausreichende Modellanpassung erreicht wird. Auch die erklärte Varianz (Tab. 25 Mitte) ist mit 4,4 % sehr gering.

Tabelle 25: Omnibus-Test der Modellkoeffizienten (oben), Pseudo-R-Quadrat-Statistik (Mitte) und Hosmer-Lemeshow-Test (unten) für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.

		Chi-Quadrat	df	Sig
Schritt 3	Schritt	3,575	1	0,059
	Block	14,109	2	0,001
	Modell	15,516	4	0,004
		-2 Log-Likelihood	Cox & Snell R-Quadrat	Nagelkerkes R-Quadrat
	Schritt	527,58	0,028	0,044
		Chi-Quadrat	df	Sig
	Schritt	15,208	8	0,055

Aus der Klassifikationsmatrix (vgl. Tab. 26) geht hervor, dass 99,5 % der unverletzten Probanden durch das Modell als solche vorhergesagt wurden. Von den am lateralen Kapselbandapparat verletzten Probanden konnten 0 % richtig vorhergesagt werden,

wodurch ein Gesamtprozentsatz der richtig vorhergesagten Fälle von 79,9 % zustande kommt.

Tabelle 26: Klassifikationsmatrix der logistischen Regression für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.

Beobachtet			Vorhergesagt		
			Ver/ Unver		Prozentsatz der Richtigen
			Unverletzt SG-lat	Verletzt SG-lat	
Schritt 3	Ver/ Unver	Unverletzt SG-lat	436	2	99,5
		Verletzt SG-lat	108	0	0
	Gesamtprozentsatz				79,9

Die Regressionskoeffizienten der in das Modell integrierten Parameter waren, mit Ausnahme des Abstandes der Malleolen, negativ. Lediglich der Abstand der Malleolen und die Distanz waren im Wald-Test signifikant (vgl. Tab 27).

Tabelle 27: Ergebnisse der Wald-Statistik für die abhängige Variable „Am lateralen Kapselbandapparat verletzt/unverletzt“.

	Regressions koeffizient	Standard- fehler	Wald	df	Sig	Exp(B)
Deviation	-0,003	0,005	0,386	1	0,534	0,997
Inklination	,0,004	0,007	0,281	1	0,596	0,996
AM	0,249	0,126	3,886	1	0,049	1,283
Distanz	-0,015	0,005	9,935	1	0,002	0,985
Konstante	-0,815	0,330	6,123	1	0,013	0,442

6 Diskussion der Ergebnisse

6.1 Anamnese

6.1.1 Probandenstichprobe und Anthropometrie

Die Größe und Zusammensetzung der Probandenstichprobe ermöglichte es, eine ausreichende Anzahl betroffener und nicht betroffener Athleten in die Studie aufzunehmen.

Die Stichprobe wurde nicht in Bezug auf die anthropometrischen Daten hin ausgewählt. Daher streuen diese Daten stark. Auffällig ist, dass die Gruppen der an der Achillessehne und am Knie betroffenen Personen größer sind als der Durchschnitt. Dies deckt sich nicht exakt mit den Ergebnissen von Kujala et al. (1986). Sie fanden einen Zusammenhang zwischen der Körpergröße und Kniebeschwerden heraus, jedoch keinen Zusammenhang zwischen der Körpergröße und Achillessehnenbeschwerden. Allerdings steigt mit zunehmender Körpergröße auch die Körpermasse, welche in positivem Zusammenhang zu chronischen Überlastungen insgesamt und solchen an der Achillessehne steht (Kujala et al., 1986; Valliant, 1981). Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass Personen mit Achillessehnenbeschwerden und mit Kniebeschwerden im Mittel 4 bis 5 kg schwerer sind als die Gesamtstichprobe.

Auch die Ergebnisse von Kannus et al. (1989) werden bestätigt, dass ältere Athleten offensichtlich häufiger an der Achillessehne betroffen sind als jüngere. Hier überschreiten sie den Mittelwert der Gesamtstichprobe um 8 Jahre und den Mittelwert der Läufer um 5 Jahre. Möglicherweise entstehen chronische Überlastungen an der Achillessehne im Alter häufiger, da die Durchblutungssituation des ohnehin schlecht arteriell versorgten mittleren Achillessehnenbereichs im Alter in Form einer zunehmenden Hypovaskularisierung noch prekärer wird (Hastad et al., 1959). Auch Personen mit Kniebeschwerden sind etwas älter als die Gesamtstichprobe und die am lateralen Kapselbandapparat verletzten, jedoch kaum älter als die Gruppe der Läufer. In dieser Gruppe ist ein großer Anteil von Läufern vorhanden, daher handelt sich hier vermutlich nicht um einen Zusammenhang zwischen höherem Alter und Kniebeschwerden, als vielmehr um den Sachverhalt, dass viele Personen mit Kniebeschwerden aus dem Kollektiv der Läufer stammen, die im Mittel nur ein Jahr jünger sind. Auffällig ist, dass Personen mit lateralen Kapselbandverletzungen im Mittel deutlich jünger sind als die Gesamtstichprobe. Dieser Zusammenhang ergibt sich daraus, dass fast 40 % der am lateralen Kapselbandapparat verletzten Personen aus dem Kollektiv der Spielsportler stammen und diese im Durchschnitt nur 24 Jahre alt sind.

6.1.2 Verletzungsinzidenz

Die Verletzungsrate ist mit 69 % erheblich und vergleichbar mit den Ergebnissen Lys-holm und Wiklanders (1987), die eine Verletzungsrate bei Langstreckenläufern von 65 % angeben. Der von Mayer (1999) festgestellte Trend der Verlagerung des Verlet-zungsschwerpunktes hin zur Achillessehne ist teilweise auch in dieser Studie erkenn-bar. Mayer stellte 1999 eine Verletzungsrate der Achillessehne bei Frauen von 16,5 % und bei Männern von 23,7 % fest. In dieser Studie lag die Verletzungsrate bei Frauen bei 8 % und bei Männern bei 18 %. Betrachtet man die prozentuale Verteilung der Verletzungen, so ist die Bedeutung der Probleme an der Achillessehne (15 %) im Kon-trast zu den Verletzungen am Sprung- (21 %) und Kniegelenk (21 %) ersichtlich, ob-gleich die Verletzungsrate der Achillessehne die derjenigen am Kniegelenk nicht über-schreitet. Beachtet man aber, dass es sich bei der Achillessehne um nur eine betroffene Struktur handelt und bei den Kniebeschwerden um mehrere Strukturen, wie hinteres und vorderes Kreuzband, Tractus iliotibialis, Meniskus und so weiter, so ist die Achil-lessehne nach dem lateralen Kapselbandapparat am häufigsten und doppelt so häufig wie die Menisken betroffen.

Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen die Aussage mehrerer Autoren, dass Frauen signifikant weniger häufig Achillessehnebeschwerden entwickeln als Männer (Clement et al., 1984; Kannus et al., 1997). Es ist allerdings an einer anderen Stelle zu prüfen, inwiefern der Trainingsumfang der Frauen im Vergleich zu dem der Männer geringer ausfällt, da zwischen einem hohen Trainingsumfang und der Entstehung von Überla-stungen der Achillessehne ebenfalls ein Zusammenhang besteht und Frauen vermutlich geringere Strecken laufen als Männer. Auch an der Patellasehne sind Frauen weniger häufig betroffen als Männer, wobei in diesem Fall und auch beim Dorsalen Fersen-sporn, der bei Männern häufiger betroffen ist als bei Frauen, die Fallzahl so gering ist, dass nicht von einem generellen Zusammenhang zwischen dem Geschlecht und dem Auftreten dieser Art von Überlastungsfolge gesprochen werden kann.

Die Häufigkeitsverteilung der Beschwerden und Verletzungen bezüglich der Läufer und Sportsportler bestätigt die Angaben aus der Literatur. So treten Überlastungen der Achillessehne, der Plantarfascie und des Femoropatellaren-Gelenks als typische Lauf-verletzungen (Mayer et al., 2001) in dieser Studie am häufigsten bei Läufern und Ver-letzungen des lateralen Kapselbandapparats als überwiegend bei Sportsportarten vor-kommende Verletzungen (Henke & Gläser, 2000; van Mechelen, 1992) bei Sportsport-lern auf.

6.1.3 Abstand der medialen Condylen und der medialen Malleolen

Die mittleren Abstände der medialen Condylen und der medialen Malleolen sowie deren Streuung zeigen, dass viele Personen ein leichtes Genu varum aufweisen, ein Genu valgum hingegen kaum vorkommt.

Vor dem Hintergrund der unterschiedlichen Körperbaumerkmale von Mann und Frau ist es nicht erstaunlich, dass den Ergebnissen dieser Studie zufolge Männer im Mittel einen größeren Abstand zwischen den medialen Condylen aufweisen als Frauen. Aufgrund des breiteren Beckens der Frau liegen die Gelenkpfannen für den Oberschenkelkopf (Caput femoris) weiter voneinander entfernt als beim Mann. Damit die Statik der unteren Extremität in Stand und Gang erhalten bleibt und die Femurcondylen sich bei aufrechtem Stand annähern, sind die Oberschenkelknochen stärker konvergiert. Das bedingt eine Verkleinerung des Schenkelhals- und des Condylenwinkels, was wiederum zur physiologischen X-Bein-Stellung der Frau führt (Lang et al., 2004).

Den vorliegenden Ergebnissen zufolge haben Spielsportler einen signifikant größeren Abstand zwischen den medialen Condylen als Läufer. Der Abstand ist jedoch mit im Mittel knapp 1 cm nicht deutlich ausgeprägt. Vermutlich ist die Tendenz der Spielsportler hin zu einem Genu varum durch den Anteil der Fußballspieler (17 %) zu begründen. Aufgrund der häufig medial stärker ausgebildeten Muskulatur und dadurch entstehenden asymmetrischen Zugkräften am Kniegelenk, entwickeln Fußballer signifikant häufiger ein Genu varum als andere Sportler (Witvrouw, Danneels, Thijs, Cambier & Bellemans, 2009).

Ein Zusammenhang zwischen der Beinachse und Überlastungen der Achillessehne, des Kniegelenks oder Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat scheint nicht gegeben zu sein. Damit unterstützen die Ergebnisse dieser Studie die Schlüsse von James et al. (1978) und Montgomery (1989), die ebenfalls keine Zusammenhänge zwischen der Beinachse und der Entstehung von Verletzungen feststellen konnten. Einige Autoren konnten zwar Zusammenhänge zwischen einer Genu-varum-Stellung und dem Patellofemorale-Schmerz-Syndrom oder dem Iliotibialen-Band-Syndrom andeuten, jedoch nicht zweifelsohne belegen (Taunton et al., 2003; Lun et al., 2004). Vermutlich führen Beinachsendiformitäten erst bei sehr starker Ausprägung zu einer entsprechenden Beeinträchtigung und Überlastungsfolgen.

6.1.4 Trainingsgewohnheiten

Die Daten der Trainingsgestaltung scheinen die Aussagen der Literatur zu bestätigen, die gelaufene Distanz hänge mit der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden zusammen (Koplan et al., 1982; Marti et al., 1988), wobei die von den Personen mit Achillessehnenbeschwerden wöchentlich zurückgelegte Strecke mit 3 mehr gelaufenen Kilometern nicht deutlich über der Strecke der Läufer insgesamt liegt, wenngleich

deutlich über der gelaufenen Strecke des Gesamtdurchschnitts. James et al. (1978) und Brody (1987) stellen fest, dass die Entstehung von Achillessehnebeschwerden durch eine hohe Laufintensität begünstigt wird. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigen dies. Personen mit Überlastungen an der Achillessehne laufen im Schnitt schneller und damit intensiver als der Gesamtdurchschnitt und auch als die Läufer insgesamt.

Die Entstehung von Kniebeschwerden scheint nicht mit der wöchentlich gelaufenen Distanz zusammenzuhängen. Obgleich der Läuferanteil 89 % beträgt, laufen Personen mit Kniebeschwerden weniger als die Gruppe der Läufer. Dies widerspricht den Ergebnissen vieler Forschergruppen (Macera, 1992; James et al., 1978; Lysholm & Wiklander, 1987; Jacobs & Berson, 1986), die einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Laufumfang und Laufverletzungen konstatieren. Betrachtet man aber das Lauftempo der Personen mit Kniebeschwerden, so ist dies mit 9 km/h deutlich höher als bei der Gesamtstichprobe und der Gruppe der Läufer. Ein möglicher Zusammenhang könnte aufgrund gesteigerter Bodenreaktionskräfte zustande kommen, die laut Hreljac et al. (2000) bei gesteigertem Tempo größer sind. Zudem werden Kniebeschwerden übermäßigen Stoßbelastungen zugeschrieben, was die Ergebnisse dieser Studie untermauern würde (Mayer et al., 2001).

Vergleicht man die wöchentliche Laufdistanz der untersuchten Männer mit derjenigen der Frauen, so ist festzustellen, dass Männer hochsignifikant mehr laufen als Frauen. Verknüpft man dies mit dem Ergebnis der Verletzunginzidenz, dass Frauen weniger häufig an der Achillessehne betroffen sind, so stellt sich erneut die Frage, ob dieser Zusammenhang möglicherweise nur daher in Erscheinung tritt, da Frauen deutlich weniger laufen als Männer. Da das Laufpensum eindeutig mit der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden in Zusammenhang zu stehen scheint, entwickeln möglicherweise Männer nur daher häufiger Achillessehnenbeschwerden. Wäre dies der Fall, so müssten diejenigen Frauen, die an Achillessehnenbeschwerden leiden, ebenfalls deutlich mehr laufen als die Frauen, welche keine Probleme haben. Dies ist aber nicht der Fall. Die betroffenen Frauen laufen nicht signifikant mehr als die unbetroffenen Frauen. Es scheinen also noch weitere Faktoren bei der Entstehung von Überlastungen an der Achillessehne eine Rolle zu spielen als die wöchentliche Laufdistanz.

6.2 Laufbandanalyse

6.2.1 Arch Index

Der Arch Index wird in vielen Forschungsarbeiten als Maß für die dynamische Fußform eingesetzt (Cavanagh & Rodgers, 1987; Leung, Cheng & Mak, 1999; Chu, Lee, Chu, Wang & Lee, 1995). Nach Subotnik zeigen 60 % der Bevölkerung eine normales Fußgewölbe, 20 % einen Hohlfuß und ebenfalls 20 % einen Plattfuß (Subotnick, 1985). Die Gesamtstichprobe dieser Studie weicht von dieser Verteilung ab. Der Anteil der Probanden mit einem Normalfuß ist geringer und der Anteil der Probanden mit Hohlfuß höher. Ursache hierfür ist möglicherweise der hohe Läuferanteil von 78 %. Es ist vorstellbar, dass die Muskulatur der *Planta pedis* (*M. abductor hallucis*, *M. flexor hallucis brevis*, *M. flexordigitorum brevis*, *M. abductor digiti minimi*), welche bei der Erhaltung des Längsgewölbes beteiligt ist (Rauber & Kopsch, 2003), durch die ständige Anspannung und Entspannung beim Laufen gekräftigt und dadurch das Fußgewölbe angehoben wird. Diese These kann durch den tendenziell reduzierten Arch Index der Läufer im Vergleich zu den Spisportlern untermauert werden. Läufer befinden sich im Schnitt an der Grenze zum Hohlfuß, wohingegen Spisportler klar im Normalfußbereich liegen.

Aufgrund der hier vorliegenden Ergebnisse lassen sich bestimmte Fußformen nicht signifikant in Zusammenhang mit Überlastungen des Kniegelenks und ebenso wenig mit Verletzungen des lateralen Kapselbandapparats bringen. Dies steht im Widerspruch zu den Ergebnissen von Williams et al. (2001) und Kaufman et al. (1999), die einen Hohlfuß als Ursache für Knie- und Sprunggelenkprobleme sowie Überlastungsfrakturen angeben. Das Ergebnis dieser Studie untermauert aber die Aussage von Hreljak et al. (2000), die ebenfalls keinen Zusammenhang feststellen konnte. Allerdings kann ein tendenziell verringerter Arch Index bei Personen mit Achillessehnenbeschwerden festgestellt werden, was sich mit den Aussagen von Lohrer deckt, der das Vorhandensein eines Hohlfußes als häufige Ursache einer Achillodynie angibt (Lohrer, 2006).

6.2.2 Achillessehnenwinkel

Ogleich der Achillessehnenwinkel, der ein Maß für die Pronationsbewegung im Sprunggelenk darstellt, in der Literatur häufig als verletzungsauslösender Faktor diskutiert wird (Lysholm & Wiklander, 1987; Slocum & James, 1968; Hintermann & Nigg, 1998), konnte in dieser Arbeit kein signifikanter Zusammenhang festgestellt werden. Der Mittelwert der Gesamtstichprobe liegt in einem normalen Bereich. Nigg und Segesser geben einen Normalwert des Achillessehnenwinkels unter Belastung von 10° Valgus an (Nigg & Segesser, 1986). In dieser Studie handelt es sich um ein anderes Maß als von Nigg angegeben. Zu den Werten von Nigg müssen zum Vergleich 180° addiert werden. Folglich ist ein Achillessehnenwinkel bei Midstance mit 190° als

normal anzusehen. Der Mittelwert der Gesamtstichprobe in dieser Untersuchung fällt mit 186° in ebendiesen Bereich. Zudem stellen Hintermann und Nigg (1998) fest, dass verletzte Personen einen um $2\text{-}4^\circ$ größeren Pronationswinkel zeigen als unverletzte. Dies ist weder bei an der Achillessehne oder dem Knie betroffenen Personen noch bei Personen mit lateralen Kapselbandverletzungen der Fall. Die Unterschiede in der Achillessehnenwinkeldifferenz bleiben bei allen Kategorien unter 1° . Vor dem Hintergrund der Ergebnisse dieser Arbeit scheint also kein Zusammenhang zwischen dem Achillessehnenwinkel und der Entstehung von Überlastungsfolgen der unteren Extremität gegeben zu sein.

6.2.3 Gangwinkel

Die Mittelwerte des Gangwinkels, welche bei dieser Untersuchung festgestellt werden konnten, streuen im Mittel interindividuell um 5° . Dies bestätigt die Ergebnisse von Brinckmann, der ebenfalls große Unterschiede zwischen den einzelnen Versuchspersonen und den rechten und linken Füßen einer Person feststellen konnte (Brinckmann, 1981) und lässt damit auf eine große Variationsbreite des Gangwinkels schließen. Die mittleren Gangwinkel liegen mit $7,6^\circ$ zwischen den Ergebnissen von Dougan, Patek und Brinckmann sowie den Werten von Jones (Dougan, 1924; Patek, 1926; Brinckmann, 1981; Jones, 1945). Die Winkel des rechten und linken Fußes unterscheiden sich kaum. Patek und Dougan (Patek, 1926; Dougan, 1924) stellten beide einen um 1° geringeren Gangwinkel am rechten Fuß fest. Der Unterschied stellte sich jedoch als nicht signifikant heraus. Es scheint also nicht generell eine Seitendifferenz des Gangwinkels zu geben.

Die Ergebnisse des Gangwinkels der Männer und der Frauen zeigen einen deutlichen geschlechtsspezifischen Unterschied mittlerer Effektstärke von 2° . Frauen haben einen geringeren Gangwinkel als Männer. Betrachtet man die Anatomie der Frau, so ist eher mit einem größeren Gangwinkel im Vergleich zu den Männern zu rechnen. Die physiologische X-Bein Stellung der Frau tritt häufig in Kombination mit einem Einsinken der Knöchel und damit einem sogenannten Knick-/ Plattfuß auf. Ein Knick-/ Plattfuß ist häufig vergesellschaftet mit einer vermehrten Innenrotation der Tibia (Hohmann E. & B., 2006). Es gibt zwei Möglichkeiten: Entweder die Innenrotation der Tibia wird durch eine vermehrte Außenrotation des Fußes kompensiert, wodurch ein großer Gangwinkel zu erklären wäre, oder die Innenrotation bleibt unkompensiert, wodurch möglicherweise ein kleinerer Gangwinkel zustande kommen würde. Die Ergebnisse von Tillman zeigen einen größeren Gangwinkel bei Frauen im Vergleich zu Männern, was für die erste Möglichkeit spräche (Tillman, Bauer, Cauraugh & Trimble, 2005). In dieser Studie jedoch fällt der Gangwinkel bei Frauen geringer aus. Es wäre möglich, dass die vermehrte Innenrotation der Tibia, indirekt bedingt durch das physiologische

X-Bein, nicht durch eine Außenrotation des Fußes ausgeglichen wird und daher Frauen einen geringeren Gangwinkel aufweisen.

Die Gangwinkel der Personen mit Beschwerden an Achillessehne und Kniegelenk oder Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat unterscheiden sich nicht signifikant. Die Überlegungen von Brinckmann (Brinckmann, 1981), der einen Einfluss des Gangwinkels auf die Belastung des Kniegelenks und einer damit verbundenen Entstehung von Schäden annimmt, konnten mit den Ergebnissen dieser Studie nicht bestätigt werden. Brinckmann vernachlässigt, dass die Außenrotation des Fußes durch Rotationen in mehreren Elementen und Gelenken zustande kommen können und sie damit nicht unbedingt zu einer vermehrten Belastung des Kniegelenks führen muss, sondern sich vielmehr die Rotationen in Hüfte, Knie und Sprunggelenk sowie die Torsionen des Femurs und der Tibia gegenseitig ausgleichen oder aufheben können (Pisani, 1998).

6.3 Die subtalare Gelenkachse

Mit einem Datensatz von 614 Achsen übertrifft diese Studie alle bisherigen Studien, in welchen die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse bestimmt wurde, in ihrer Stichprobengröße.

Vergleicht man die Ergebnisse der mittleren Inklinations- und Deviationswinkel der STA dieser Studie mit denen von Isman & Inman (1969), die 47 Achsen in-vitro untersuchten, so fällt insbesondere der mittlere Deviationswinkel ins Auge. Der Inklinationswinkel weicht mit $42^\circ \pm 16^\circ$ kaum von den Ergebnissen Ismans und Inmans ab ($41^\circ \pm 9^\circ$). Der Deviationswinkel hingegen ist um 12° geringer. Mit $11^\circ \pm 23^\circ$ scheint die STA deutlich näher an der Longitudinalachse des Fußes zu liegen als Isman angibt.

Möglicherweise entstehen die abweichenden Ergebnisse aufgrund der geringen Stichprobengröße Ismans und Inmans (1969) oder aufgrund der unterschiedlichen angewandten Methodik. Isman und Inman lösten von ihren Präparaten die Haut, Muskeln, Sehnen und Bänder vollständig ab und bestimmten die Achsen anhand der Krümmungsradien der Gelenkflächen und ermittelten damit die rein anatomische Achslage. In dieser Studie wurde die funktionelle Achse bestimmt. Es handelt sich hier um Bewegungsachsen, ermittelt am lebenden Organismus. Welche Achse eine größere Relevanz für die klinische Anwendung und die Prävention hat, ist bisher nicht mit Sicherheit zu klären. Jedoch kann postuliert werden, dass für eine Verletzungsprophylaxe die funktionelle Lage der subtalaren Gelenkachse bedeutsamer ist als die rein anatomische. Möglicherweise ist die STA nicht nur durch knöchernen Strukturen vorgegeben, sondern die Bindegewebsanteile, insbesondere das Lig. talocalcaneare interosseum, sind für die räumliche Orientierung der Achse bedeutender als angenommen (Alt, 2001).

Weiterhin bleibt zu klären, warum der mittlere Deviationswinkel des linken Fußes deutlich und hochsignifikant geringer ist als der des rechten. Die Differenz liegt jeweils bei 9° oder 10° . Die Rechts-Links-Differenz des Inklinationswinkels erscheint hingegen unauffällig. Es war zu erwarten, dass bei einer so starken Variabilität des Parameters auch starke Rechts-Links-Differenzen zum Vorschein kommen, insbesondere in Anlehnung an eine ebenfalls große Rechts-Links-Differenz bei anderen anatomischen Parametern des Fuß- und Sprunggelenkkomplexes wie dem Gangwinkel (Brinckmann, 1981). Es ist jedoch ungewöhnlich, dass sich eine so große Differenz der Mittelwerte zeigt, nämlich ein größerer mittlerer Winkel im rechten verglichen zum linken Fuß. Rechts-Links-Differenzen sind in der Motorik häufig durch das Phänomen der Seitigkeit zu erklären. Dieses Erklärungsmuster ist aber nur schwerlich auf die Ausprägung eines anatomischen Parameters zu übertragen. Bei manchen über viele

Jahre ausgeführten Sportarten kann es sicherlich zu einer Änderung des Skelettsystems kommen. Als Beispiel wäre hier die Genu-varum-Bildung bei langjährigem Fußballspielen zu nennen, die durch das einseitige Schussbein durchaus am starken Bein vermehrt auftreten kann (Witvrouw et al., 2009). Welcher Mechanismus aber dazu führen könnte, dass die Achse des unteren Sprunggelenks eines Beines, möglicherweise auch des starken rechten Beines, einen größeren Deviationswinkel ausbildet als das andere, ist bisher unklar. Es können keine Werte aus der Literatur vergleichend herangezogen werden, um einen Erklärungsansatz zu finden, da dies die erste Studie darstellt, in der bilateral die räumliche Orientierung der Subtalarachse an einer ausreichenden Stichprobe gemessen wurde.

Es ist nicht davon auszugehen, dass es sich hier um einen systematischen Fehler handelt. Da sowohl der Messablauf als auch die Messsoftware an den rechten und linken Fuß angepasst sind (Hochwald, 2006), ist nur schwer vorstellbar, an welcher Stelle ein Messfehler entstanden sein könnte. Alle Bewegungsabläufe werden spiegelverkehrt durchgeführt und auch die Ultraschallsender und –empfänger werden spiegelbildlich angebracht. Zudem wurden die Messungen des rechten und linken Fußes randomisiert vorgenommen. Das Umstellen der Software von rechts auf links oder umgekehrt lässt die entsprechend passende Rechenroutine ablaufen. Wäre der Fehler durch das Spiegeln des Koordinatensystems beim linken Fuß entstanden, dann wären die positiven Werte negativ und die negativen positiv, da die Berechnung spiegelbildlich abläuft. Da im Normalfall die Deviationswinkel der STA eher positiv sind, müssten im Falle eines Fehlers der Anteil der negativen Deviationswinkel beim linken Bein überwiegen. Dies ist aber nicht der Fall. Der Anteil der negativen Deviationswinkel der STA am linken Bein liegt sogar etwas unter demjenigen am rechten Bein. Auch gibt es Probanden, bei denen kaum eine Rechts-Links-Differenz zu sehen ist und sogar der linke Deviationswinkel größer ist als der rechte.

Nachdem davon ausgegangen werden kann, dass der gemessene Unterschied sich nicht auf einen Messfehler begründen bleibt die Frage nach seinem Ursprung. Es könnte sich nur um einen erworbenen Unterschied handeln, da die Extremitäten im Embryo bilateral angelegt sind und daher eine angeborene Rechts-Links-Differenz auszuschließen ist. Das Skelett des Menschen ist in den allerwenigsten Fällen komplett symmetrisch aufgebaut (Wydra & Heckmann, 2007), trotzdem ist eine systematische Differenz im subtalaren Gelenk von 10° sehr ungewöhnlich. In weiteren Studien bleibt zu prüfen, woher diese Differenz stammt. Zeigen sich in weiteren Studien weiterhin Rechts-Links-Differenzen, sollte der Einfluss der Bindegewebsanteile auf die Lage der STA weiter überprüft werden. Lediglich in diesem Bereich könnte eine Ursache für die Seitendifferenz des Deviationswinkels der STA vorstellbar sein.

Auffällig ist die sehr hohe Standardabweichung der Winkel, insbesondere des Deviationswinkels. Dies scheint die bereits von Isman und Inman (1969) festgestellte interindividuelle Variabilität der Lage der STA zu bestätigen. Grundlage dieser Variabilität ist möglicherweise die Anatomie des gesamten Sprunggelenkkomplexes. So sind beispielsweise bei einer Person die medialen und anterioren artikulierenden Gelenkflächen des subtalaren Gelenks deutlich getrennt und bei einer anderen Person zu einer Fläche verbunden (Barbaix et al., 2000). Imhauser et al. (2008) stellten mit Hilfe mehrerer Finite-Elemente-Modelle fest, dass die Gestalt der Knochen und damit der Gelenkflächen im Bereich des unteren Sprunggelenkes hoch variabel ist. Auf Grundlage dieser Variabilität lassen sich auch die großen Abweichungen innerhalb der Lage der STA erklären.

Die variable Lage der STA in Bezug auf den Deviationswinkel hat weitreichende Konsequenzen auf die Wirkungsweise der das Sprunggelenk umgreifenden Muskulatur (Phillips & Lidtke, 1992). Liegt beispielsweise der calcaneare Ansatz der Achillessehne medial zu der Gelenkachse, wie bisher angenommen, so wirkt der M. triceps surae supinierend. Ist der Deviationswinkel negativ und damit der calcaneare Ansatz der Achillessehne lateral zu der STA gelegen, so ist er an der Pronation beteiligt.

Auch bei anderen Muskeln ist die Funktion abhängig von der Lage des Ansatzes im Verhältnis zur STA. Eine stark differierende STA führt demnach auch zu großer mechanischer Variabilität (Imhauser et al., 2008). Phillips unterstreicht, dass für eine konservative oder operative Therapie zur Kontrolle unphysiologischer Kräfte, welche zu Überlastungssymptomen führen, die Kenntnis über die Lage der Sprunggelenkachsen im Verhältnis zu knöchernen Strukturen von Bedeutung ist (Phillips & Lidtke, 1992).

Die Anatomie der unteren Extremität von Frauen und Männern scheint sich nicht nur bezüglich der Genu-varum-Stellung und des Gangwinkels zu unterscheiden. Die Ergebnisse dieser Studie deuten einen Unterschied der Lage der STA bei Männern und bei Frauen an. Die hier untersuchten Frauen zeigen im Mittel einen um 7° geringeren Deviationswinkel als die Männer. Vorstellbar ist, dass dieser Unterschied mit der vermehrten Genu-valgum-Stellung der Frau zusammenhängt. Die physiologische X-Beinstellung der Frau verändert die Statik der unteren Extremität. Diese Veränderung wird möglicherweise durch eine entsprechende Ausrichtung der distalen Elemente ausgeglichen, wozu die räumliche Orientierung der STA gegebenenfalls zählt.

Der vermutete Zusammenhang zwischen Überlastungssymptomen im Bereich der Achillessehne und dem Deviationswinkel der subtalaren Gelenkachse bei Langstreckenläufern konnte bestätigt werden. Es ist sichergestellt, dass der Mittelwertunterschied nicht durch den unaufgeklärten Unterschied des Deviationswinkels des rechten

und linken Beines zustande kommt: Das betroffenen Bein ist in weniger als der Hälfte der Fälle das linke. Auch sind nicht übermäßig häufig Frauen, die generell einen kleineren Deviationswinkel zeigen als Männer, von Beschwerden an der Achillessehne betroffen, so dass auch der Anteil der Frauen nicht für einen geringeren Deviationswinkel der STA bei den an der Achillessehne betroffenen Personen verantwortlich sein kann. Im Gegenteil: Das Ergebnis wird durch den geschlechtsbezogenen Unterschied des mittleren Deviationswinkels und der Verletzungsinzidenz an der Achillessehne noch zusätzlich unterstrichen. Frauen haben im Mittel einen deutlich geringeren Deviationswinkel der STA und 20 % weniger häufig Überlastungssymptome im Bereich der Achillessehne als Männer. Zwar laufen Männer wöchentlich im Mittel deutlich mehr als Frauen und die Laufdistanz scheint ebenfalls mit Achillessehnenbeschwerden zusammen zu hängen, jedoch laufen betroffene Frauen nicht signifikant mehr als nicht betroffene. Dies lässt vermuten, dass nicht die Laufdistanz alleine für die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden verantwortlich ist.

Offensichtlich kann ein großer Deviationswinkel über eine größere mechanische Belastung zu einer chronische Überlastung der Achillessehne führen. Über die Art des Zusammenhangs kann zum jetzigen Zeitpunkt nur spekuliert werden. Es ist durchaus vorstellbar, dass der Abstand zwischen der Achillessehne und dem Durchstoßpunkt der STA durch die Haut für die mechanische Belastung der Achillessehne während des Abrollvorgangs von Bedeutung ist. Es gilt auch zu bedenken, dass die Achillessehne vermehrt am Abbremsen der Pronation beteiligt ist, wenn der Deviationswinkel zunimmt, da dann der cA zunehmend medial der STA liegt und dabei stärker beansprucht wird.

Auch ist es vorstellbar, dass durch einen größeren Deviationswinkel der STA die Achillessehne bei der Abrollbewegung beim Gehen und einer damit verbundenen Pro-Supinationsbewegung stärker verdreht wird. Durch die besondere Lage der STA wird die Achillessehne während der Abrollbewegung in drei Ebenen bewegt. Es kann postuliert werden, dass die Bewegungen bei unauffälliger Ausrichtung der STA zu mechanischen Belastungen innerhalb der Achillessehne führen, welche die Sehne nicht über das physiologische Maß hinaus belasten. Verändert sich aber die Orientierung der STA im Sinne eines größeren Deviationswinkels, so übersteigen die Zugkräfte möglicherweise das physiologische Maß oder werden zunehmend asymmetrischer, wobei asymmetrische Zugkräfte innerhalb der Achillessehne in der Literatur als verletzungsauslösend diskutiert werden (Segesser & Nigg, 1980, Mayer et al. 2000). Tritt dieser Reiz gehäuft auf und wird dem Organismus nicht ausreichend Zeit zur Regeneration gegeben, so führt dies womöglich zu der Manifestation einer Achillessehnenbeschwerde.

Ogleich die STA aufgrund ihrer Bedeutung für die Bewegungsübertragung zwischen Rückfuß und Tibia als verletzungsauslösender Faktor für Kniebeschwerden diskutiert

wurde (Hintermann, 1994; Hintermann & Nigg, 1998), konnten die Ergebnisse dieser Studie keinen Zusammenhang aufzeigen. Möglicherweise könnte eine gründliche Differenzialdiagnose hier für Aufklärung sorgen. Es ist zu vermuten, dass eine verstärkte Tibiarotation weniger mit akuten Verletzungen zusammenhängt als vielmehr mit chronischen Beschwerden, insbesondere dem Patellofemorale-Schmerzsyndrom oder möglicherweise auch dem Jumpers-Knee, deren Entstehung stärker mit der Mechanik im Kniegelenk verknüpft zu sein scheint.

Obgleich nicht Gegenstand der Hypothese, konnte ein tendenzieller Zusammenhang zwischen der Ausprägung des Deviationswinkels mit lateralen Kapselbandverletzungen festgestellt werden. Dieser konnte zwar nicht statistisch belegt werden, jedoch kann von einem Trend gesprochen werden. Personen mit einem geringeren Deviationswinkel als der Durchschnitt waren in dieser Studie häufiger am lateralen Kapselbandapparat verletzt. Es muss überprüft werden, ob die Mittelwertdifferenz bei einer höheren Fallzahl noch deutlicher zum Ausdruck kommt. Die Entstehung von Sprunggelenkverletzungen ist multikausal, so dass der Einfluss der Achslage selbst bei diesem Stichprobenumfang nicht monokausal sichtbar wird. Verschiedene Verletzungsmechanismen können zu lateralen Kapselbandverletzungen führen. So sind einmal unvermeidbare Unfälle, wie das Landen auf einem Gegenstand oder dem Fuß eines Mit-/Gegenspielers, in supinierter Fußstellung für ein Supinationstrauma verantwortlich. Diese Unfälle sind kaum zu vermeiden. Zum anderen kann es auch ohne erkennbare Ursache beim normalen Laufen oder Gehen auf unebenem oder sogar ebenem Boden zu einem Umknicken kommen. Solche Verletzungen treten möglicherweise durch eine entsprechend ungünstige Lage der STA leichter auf. Philipps (1992) stellte einen Zusammenhang zwischen der Ausprägung des Deviationswinkels und dem auf die STA bezogenen Drehmoment fest. Bei einem geringeren Deviationswinkel liegt die STA zunehmend parallel zum Fußaußenrand und damit auch zu einer möglichen Umknickachse. Möglicherweise bewirkt eine solche Anordnung von STA und Fußaußenrand, dass das OSG leichter in eine unphysiologische Position gerät, in der es zum strukturellen Abknicken des Gelenks kommt.

Um einen Zusammenhang zwischen der Ausprägung des Deviationswinkels und lateralen Kapselbandverletzungen eindeutig nachweisen zu können, müssen spezielle Kollektive, getrennt nach den oben beschriebenen Verletzungsmechanismen, untersucht werden.

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die räumliche Orientierung der STA tatsächlich bei der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen und möglicherweise auch von akuten Verletzungen eine Rolle zu spielen scheint. Dies bestätigt die Annahmen, die bereits 1945 von Jones gemacht wurden, der diese aber aufgrund methodischer Restriktionen ebenso wenig untersuchen konnte wie viele andere Autoren nach ihm.

6.4 Zusammenhänge der Parameter

Lineare Zusammenhänge konnten zwischen den einzelnen Parametern nicht festgestellt werden. Der Arch Index zeigte mit dem Inklinationwinkel und dem Gangwinkel minimal von Null abweichende Korrelationskoeffizienten. Der Arch Index scheint allerdings für diese Art der Analysen sehr ungeeignet, da die Werte, welche für unterschiedliche Fußformen codieren, sehr dicht beieinander liegen. Aus diesem Grund wurden die in Kategorien eingeteilten Fußformen in einem zweiten Schritt mit denjenigen Parametern in Zusammenhang gebracht, die aufgrund der Literaturlage möglicherweise in einem Zusammenhang stehen könnten.

Da häufig ein Knickfuß mit einem Plattfuß vergesellschaftet ist (Palme et al., 2000), wäre ein Zusammenhang zwischen einem großen Achillessehnenwinkel und einem flachen Fußgewölbe denkbar. Der Mittelwert des Achillessehnenwinkels bei Touchdown und bei Midstance sowie die Achillessehnenwinkeldifferenz dieser Studie scheinen jedoch nicht mit unterschiedlichen Fußformen zusammenzuhängen.

Anders jedoch sieht der Sachverhalt bezüglich des Gangwinkels aus. Hier zeigt sich ein größerer Gangwinkel bei Personen, die gleichzeitig einen Plattfuß aufweisen. Möglicherweise begründet sich dies auf den bei einem Plattfuß im Verhältnis zum Rückfuß abduzierten Vorfuß (Palme et al., 2000), wodurch die Fußlängsachse nach Außen rotiert erscheint. Dieses Phänomen bezeichnet man als das „Too-many-toe“-Phänomen, welches häufig bei Plattfüßen auftritt (Hohmann, 2006). Sein Name begründet sich darauf, dass bei Personen mit Plattfuß, bei einem Blick von dorsal, lateral des Rückfußes im Vergleich zum Normalfuß zu viele Zehen zu sehen sind.

Die Ergebnisse von Close, der konstatierte, der Deviationswinkel sei bei einem Hohlfuß kleiner 16° und bei einem Plattfuß größer 16° , konnten nicht bestätigt werden (Close et al., 1967). Close bringt keine Gründe für den Zusammenhang an, und auf anatomischer Grundlage lässt sich für einen solchen Zusammenhang auch kein schlüssiges Erklärungsmodell finden, denn ein Plattfuß oder Hohlfuß hängt mit der Höhe des Längsgewölbes zusammen. Einen Zusammenhang zum Inklinationwinkel kann man vermuten, ein solcher zum Deviationswinkel scheint aber unplausibel, da eine stärker seitlich gedrehte STA nicht zwangsläufig mit einer Absenkung des Os. naviculare einhergehen muss.

Anders als die Ergebnisse von Close können die Ergebnisse von Van den Bogert durch die Werte dieser Arbeit unterstrichen werden (van den Bogert et al., 1994). Personen mit einem großen Inklinationwinkel zeigen vermehrt einen Hohlfuß und solche mit einem geringen Inklinationwinkel einen Plattfuß. Es scheint sich also um einen positiven Zusammenhang zwischen Fußgewölbehöhe und Inklinationwinkel der STA zu handeln. Elftmann und Manter stellten bei ihrer Untersuchung des menschlichen Fuß-

skeletts und desjenigen von Schimpansen fest, dass der Calcaneus beim Menschen eine steilere Position einnimmt und sich dadurch der Abstand des OSG zur Unterstützungsfläche vergrößert. Durch eine zusätzliche Vergrößerung des Winkels zwischen Taluskopf und Trochlea tali kommt es zu einer Erhöhung des Längsgewölbes (Elftman & Manter, 1935). Vorstellbar ist, dass auch bei einem erhöhten Längsgewölbe, wie es bei einem Hohlfuß vorliegt, die Position des Talus verändert, nämlich nach hinten gekippt ist, und damit ein kleinerer Winkel zwischen Os naviculare und Calcaneus entsteht, welcher sich möglicherweise in einer steileren Lage der STA und damit einem größeren Inkinationswinkel auswirkt.

6.5 Multivariate Analyse

Insgesamt zeigen die Modelle der logistischen Funktionen sehr schlechte Anpassungen und sind zur Vorhersage einer möglichen Verletzung anhand der eingespeisten Parameter nicht geeignet. Allerdings konnten die Modelle anhand der integrierten Daten Parameter identifizieren, welche die Wahrscheinlichkeit, eine Überlastungsfolge oder Verletzung zu entwickeln, bei dieser Merkmalskonstellation signifikant erhöhen. Für Achillessehnenbeschwerden scheinen die Deviation, die Distanz und der Gangwinkel einen signifikanten Einfluss auf die Wahrscheinlichkeit zu haben, eine Überlastungsfolge zu entwickeln, wenngleich eine große Änderung der Variablen, die Wahrscheinlichkeit nur minimal erhöht. Die Richtung der Beeinflussung ist jeweils positiv. Das bedeutet: Nimmt der Wert der einflussreichen Parameter zu, so steigt auch die Wahrscheinlichkeit eine Überlastungsfolge auszubilden. Ein großer Deviationswinkel und eine große wöchentliche Laufdistanz konnten bereits in der univariaten Analyse als begünstigende Faktoren identifiziert werden. Der Gangwinkel zeigt allerdings erst in der multivariaten Analyse einen Zusammenhang zu Achillessehnenbeschwerden. Es ist vorstellbar, dass erst bei einer entsprechenden Kombination der Merkmale die Wahrscheinlichkeit erhöht wird. Genaue Aussagen hierzu können auf Grundlage der logistischen Regression jedoch nicht gemacht werden. Es ist aber durchaus vorstellbar, dass ein großer Gangwinkel durch eine Verdrehung des Fußes im Verhältnis zum Unterschenkel und eine dadurch bedingte Verdrehung der Achillessehne zu asymmetrischen Zugkräften in der Achillessehne führt.

Die multivariate Analyse brachte keinen Parameter hervor, welcher die Wahrscheinlichkeit Kniebeschwerden zu entwickeln zu erhöhen scheint. Im Gegenteil hierzu konnte das Modell, welches für die lateralen Kapselbandverletzungen erstellt wurde, zwei Parameter herausfiltern: Der Abstand der Malleolen, also eine Genu-valgum-Stellung, wird als positiv beeinflussend und die Laufdistanz als negativ beeinflussend identifiziert. Der negative Zusammenhang zur Laufdistanz wurde bereits aufgeklärt und kann dem erhöhten Spportsportleranteil zugeschrieben werden. Ein positiver Zu-

sammenhang zu einem Genu valgum konnte singulär nicht nachgewiesen werden. Es ist vorstellbar, dass sich die resultierenden Kräfte beim Bodenkontakt durch eine veränderte Statik der unteren Extremität, wozu eine X-Bein Stellung führt, ebenfalls ändert. Es ist bekannt, dass die Traglinie (mechanische Achse) des Beines bei einer normalen Beinachse durch die Mitte des Kniegelenks verläuft, wohingegen sie bei einem Genu valgum nach lateral und einem Genu varum nach medial verschoben ist (Kummer, 2005). Möglicherweise begünstigt eine nach lateral verschobene Traglinie das umknicken im OSG (vgl. Abbildung 44).

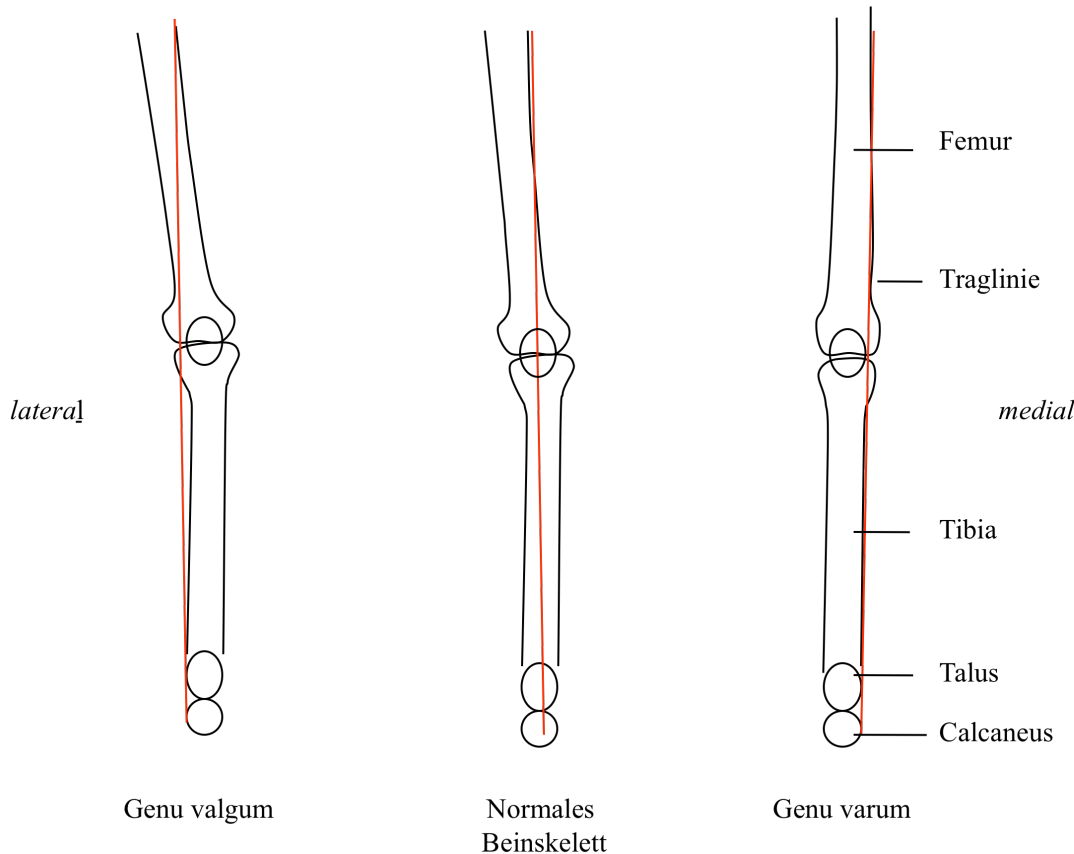


Abbildung 46: Traglinien (mechanische Achse) an einem Genu valgum (links), einem normalen Beinskelett (mitte) und einem Genu varum (rechts). Modifiziert nach: (Kummer, 2005).

Insgesamt scheint es, als wären die hier ausgewählten Merkmale nicht geeignet die Entstehung von Überlastungsfolgen der Achillessehne und des Knies sowie Verletzungen am lateralen Kapselbandapparat ausreichend aufzuklären. Es konnten teilweise Merkmale identifiziert werden, welche die Wahrscheinlichkeit für ein bestimmtes Beschwerdebild erhöhen. Die schlechte Modellanpassung der multivariaten Analyse und die schlechte Voraussagekraft der Modelle zeigen jedoch, dass noch andere Parameter an der Entstehung beteiligt sein müssen, die hier nicht berücksichtigt wurden. Die in dieser Studie herausgefilterten Merkmale sollten Grundlage für weitere Studien sein, in

denen der Entstehung von chronischen und akuten Überlastungsfolgen auf den Grund gegangen werden soll.

6.6 Zusammenfassung der Diskussionsergebnisse

Diese Untersuchung wurde mit dem Ziel durchgeführt, individuelle Risikofaktoren für die Entstehung chronischer Überlastungsfolgen im Bereich der Sprunggelenk- und Fußanatomie zu identifizieren und damit den Weg zu präventiven Programmen oder therapeutischen Maßnahmen in der Zukunft erst möglich zu machen. Es wurden zwei Hypothesen formuliert. Die erste Hypothese besteht aus zwei Teilbereichen:

- I. Die räumliche Orientierung der subtalaren Gelenkachse ist möglicherweise an der Entstehung chronischer Überlastungsfolgen beteiligt.*
 - a. Wenn es einen Zusammenhang zwischen der STA und der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden gibt, dann sollten im statistischen Vergleich Sportler laufbetonter Sportarten mit Achillessehnenbeschwerden eine andere Orientierung der STA zeigen als Sportler ohne Beschwerden.*
 - b. Wenn es einen Zusammenhang zwischen der STA und der Entstehung von Kniebeschwerden gibt, dann sollten im statistischen Vergleich Sportler laufbetonter Sportarten mit Kniebeschwerden eine andere Orientierung der STA zeigen als Sportler ohne Beschwerden.*

Der erste Teilbereich bezieht sich auf einen vermuteten Zusammenhang der Lage der STA und der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden. Diese Hypothese konnte für die hier untersuchte Stichprobe bestätigt werden. Die Ergebnisse deuten an, dass Läufer mit einem großen Deviationswinkel der STA einem höheren Risiko ausgesetzt sind, Probleme an der Achillessehne zu entwickeln. Die möglichen Ursachen hierfür wurden in Kapitel 6.3 ausführlich diskutiert.

Der zweite Teilbereich, welcher mit der ersten Hypothese angesprochen wurde, verknüpft die Entstehung von Überlastungen des Kniegelenks mit der räumlichen Orientierung der STA. Dieser hypothetische Zusammenhang konnte nicht bestätigt werden. Offensichtlich scheint die durch die Lage der STA beeinflusste Bewegungsübertragung des Calcaneus auf die Tibia das Kniegelenk nicht in einem solchen Maß zu beanspruchen, dass sich dort Überlastungen der Strukturen manifestieren. Allerdings kann ein Zusammenhang daher nicht endgültig ausgeschlossen werden, da keine Differenzialdiagnosen gestellt wurden, sondern Überlastungen am Knie oder den es umgebenden Strukturen zu nur einer Kategorie zusammengefasst wurden. Es ist vorstellbar, dass die erwähnte Bewegungsübertragung sich nur auf bestimmte Strukturen auswirkt und mögliche Überlastungen erst durch eine gesicherte Differenzialdiagnose aufgedeckt werden können.

Überraschenderweise deuten die Ergebnisse einen möglichen Zusammenhang zwischen der räumlichen Orientierung der STA und der Entstehung von akuten Überlastungsfolgen an. Möglicherweise sind Läufer bei einer bestimmten Lage der STA einem hö-

heren Risiko ausgesetzt, sich am lateralen Kapselbandapparat zu verletzen. Hier konnte zwar kein signifikanter Zusammenhang nachgewiesen werden, ein Trend jedoch deutet darauf hin, dass in dieser Studie Probanden mit einem geringen Deviationswinkel häufiger am lateralen Kapselbandapparat verletzt sind als Personen mit einem mittleren Deviationswinkel. Auch hier wurden Erklärungsansätze in Kapitel 6.3 diskutiert.

Zusammenhänge zwischen den einzelnen Parametern waren nicht Bestandteil der Hypothesen. Es zeigt sich aber, dass die Ausprägung der Fußform mit einigen der untersuchten Parametern zusammenzuhängen scheint. Die Ergebnisse deuten einen Zusammenhang zwischen einem großen Gangwinkel und der Tendenz zu einem Plattfuß an. Gründe hierfür können in der bei einem Plattfuß vermehrten Abduktion des Vorfußes (Palme et al., 2000) gesucht werden.

Zudem konnte eine Beziehung zwischen einem zunehmenden Inklinationswinkel und einer ansteigenden Längsgewölbehöhe aufgezeigt werden. Personen mit einem geringeren Inklinationswinkel zeigen häufiger einen Plattfuß, wohingegen solche mit einem größeren Inklinationswinkel häufiger einen Hohlfuß aufweisen. Es ist vorstellbar, dass die Orientierung der STA durch eine veränderte Position oder Form des Calcaneus, des Os naviculare und des Talus zustande kommt. Bei einem Hohlfuß rotiert der Talus um seine Querachse, wodurch sich Talushals und -körper dorsalwärts anheben (Palme et al., 2000). Möglicherweise bewirken diese Veränderungen eine steilere Lage der STA. Es deutet sich in diesem Fall ein positiver Zusammenhang zwischen Längsgewölbehöhe und Inklinationswinkel an.

Die zweite Hypothese betrifft die dem Problem der Entstehung von cÜF zugrundegelegte Multikausalität:

- 1. Bei der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen handelt es sich um ein multikausales Problem. Wenn die Parameter Gangwinkel, Fußform, Pronationsbewegung und die Lage der STA in einem Zusammenhang mit der Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen stehen, dann sollte sich durch eine multifaktorielle statistische Analyse die Interaktion der Parameter aufdecken lassen.*

Die Ergebnisse der multivariaten Analyse brachten einige Parameter hervor, welche die Wahrscheinlichkeit der Entstehung von chronischen und akuten Überlastungsfolgen zu erhöhen scheinen. So zeigen sich der Deviationswinkel, die wöchentliche Laufdistanz und der Gangwinkel als Parameter, welche signifikant die Wahrscheinlichkeit erhöhen, Achillessehnenbeschwerden zu entwickeln. Allerdings ist festzuhalten, dass alle Parameter die Entstehung nur sehr gering zu beeinflussen scheinen. Der Deviationswinkel und die wöchentliche Laufdistanz zeigten sich bereits bei der einfaktoriellen Analyse als beeinflussende Merkmale. Der Gangwinkel zeigte sich singular nicht als beeinflussender Faktor, in Verknüpfung mit anderen Parametern jedoch schon. Mög-

lich wäre, dass erst eine Kombination der Parameter zu einer positiven Beeinflussung führt.

Ein multivariater Zusammenhang zwischen den eingespeisten Parametern und der Entstehung von Kniebeschwerden konnte mit der hier verwendeten Methode nicht nachgewiesen werden.

Gegensätzlich hierzu scheint der Abstand der Malleolen die Wahrscheinlichkeit für laterale Kapselbandverletzungen positiv und die wöchentliche Laufdistanz diese negativ zu beeinflussen. Auch hier sind nur sehr geringe Beeinflussungen festzustellen. Mögliche Gründe für die Zusammenhänge wurden in Kapitel 6.5 ausführlich besprochen.

Es ist abschließend festzuhalten, dass die Ergebnisse der multivariaten Analyse aufgrund der schlechten Modellanpassung der logistischen Funktion darauf hinweisen, dass noch andere Merkmale existieren müssen, die bei der Entstehung von cÜF beteiligt sind. Mit der STA konnte ein Merkmal identifiziert werden, das in diesem Zusammenhang bisher nicht berücksichtigt wurde. In weiteren Studien gilt es, andere beeinflussende Merkmale zu identifizieren und deren Interaktion mit der STA und der Entstehung von cÜF zu untersuchen.

7 Fazit und Ausblick

Ein sehr großer Deviationswinkel scheint bei Langstreckenläufern mit Überlastungssymptomen im Bereich der Achillessehne in Zusammenhang zu stehen. Zudem deutet sich eine Beziehung zwischen einem generell geringeren Deviationswinkel bei Frauen und einer um 20 % verminderten Verletzungsrate der Achillessehne im Vergleich zu Männern an. Schuhe und Einlagen sollten hinsichtlich dieser Ergebnisse und in Bezug auf die interindividuelle Variabilität der Sprunggelenkanatomie und der Sprunggelenkachsen weiter entwickelt werden. Auch zeigt sich vor dem Hintergrund der hier festgestellten Geschlechtsdifferenzen der STA, des Gangwinkels und der Beinachse, wie wichtig unterschiedliche Schuhmodelle für Frauen und Männer im Sportschuhbereich sind.

Mit Hilfe eines Modells muss untersucht werden, inwiefern sich die Bewegungsachse auf die Lageveränderung der Achillessehne auswirkt, um Aussagen darüber machen zu können, wie sich die Zugkräfte innerhalb der Achillessehne und die Reibungskräfte zwischen ihr und dem Calcaneus verhalten. Erst dann können effektive Interventionsmaßnahmen entwickelt werden.

Es ist denkbar, dass das Ausmaß der Bewegung um die STA zur vermehrten Belastung der Achillessehne führt. Dann sollte über eine entsprechende Schuh- oder Einlagenversorgung nachgedacht werden, welche das Ausmaß der Bewegung begrenzt oder reduziert. Sollte sich andernfalls die Geschwindigkeit der Rotation um die STA als der entscheidende Faktor herauskristallisieren, so wäre ein Material in der Schuhsole für die Prophylaxe vorstellbar, das in der Lage ist die Bewegung zu verlangsamen. Ähnliche Ansätze wurden in der Orthopädieschuhtechnik und Sportschuhentwicklung bereits angewandt, um eine übermäßige Pronationsbewegung zu vermeiden beziehungsweise zu vermindern. Jedoch sind die so genannten Pronationsstützen bisher nicht nach der Gelenkachse ausgerichtet.

In der Literatur wurden im Zusammenhang mit der Achillessehnenproblematik sehr viele verletzungsauslösende Faktoren diskutiert, von diversen anatomischen Einflüssen über bereits bestehende Vorschädigungen bis hin zu externen Einflüssen, wie Trainingsfehler oder falsche Schuhversorgung (Lohrer, 2006). Auch der Einfluss der so genannten Überpronation taucht in der Debatte immer wieder auf. Allerdings fehlt bis dato der eindeutige Beleg durch prospektive Studien (Mayer & Grau, 2000) und auch in dieser Studie konnte kein Zusammenhang nachgewiesen werden. Die biomechanische Belastung der Achillessehne während der Abrollbewegung des Fußes beim Gehen und Laufen scheint bei der Entstehung eines Überlastungssymptoms an der Achillessehne eindeutig eine Rolle zu spielen (Mayer & Grau, 2000). Nachdem bisher kein

eindeutiger Faktor in diesem Bereich identifiziert werden konnte, gilt es den entdeckten Zusammenhang zwischen der räumlichen Orientierung der STA und Achillessehnenbeschwerden mit in die Überlegung einzubeziehen. Möglicherweise kann auf Grundlage der Sprunggelenkachsen auch das Phänomen der Überpronation aufgeklärt werden.

Die Lage der STA wurde bisher nicht als Ursache für Achillessehnenprobleme diskutiert. Da diese aber eng verbunden ist mit der Bewegungsmechanik des gesamten Sprunggelenkkomplexes und durch die Bewegungsübertragung auf die Tibia sogar mit der des Unterschenkels und des Knies (Hintermann, 1994), und da die Ergebnisse dieser Studie einen Zusammenhang andeuten, sollte die Relevanz der Sprunggelenkachsen in vielen Bereichen neu überdacht werden. Die interindividuelle Variabilität scheint noch stärker ausgeprägt zu sein als bisher angenommen. Nachdem bereits ein Zusammenhang einer starken Abweichung der räumlichen Orientierung der STA vom Durchschnitt mit einer spezifischen chronischen Überlastungsfolge herausgestellt wurde, sollte die hohe interindividuelle Variabilität mehr Beachtung in Bereichen wie der Operationsplanung, bei der Sprunggelenkendoprothetik, der Prothetik, der Unfallchirurgie sowie bei der Verletzungsprophylaxe, der Orthopädieschuhtechnik und der Sportschuhentwicklung finden.

Hintermann (2005) spricht davon, dass der Erfolg der Sprunggelenkendoprothetik davon abhängt, inwiefern die Prothese die natürliche Kinematik und Kinetik des Sprunggelenkes nachzuahmen vermag. Er erwähnt in diesem Zusammenhang die Rotationsachsen des oberen Sprunggelenks. Inwiefern jedoch die Berücksichtigung der STA zum erfolgreichen Sprunggelenkersatz beiträgt, ist unbekannt. Ihre Bedeutung sollte aber in Anbetracht ihres Einflusses auf die Bewegungsmechanik des Sprunggelenks auch in diesem Bereich nicht unterschätzt oder gar vernachlässigt werden. Um die natürliche Kinematik des Sprunggelenks nachahmen zu können sollte es das Ziel sein, die individuellen Achslagen des jeweiligen Patienten mit in die OP-Planung einzubeziehen. Zudem muss das Verständnis über die Biomechanik des Sprunggelenkkomplexes oder besser noch der unteren Extremität noch deutlich verbessert werden.

Bringt man die Ergebnisse Ismans und Inmans (1969), die bis heute als Standardwerte gelten und mit denen in allen Bereichen gearbeitet wird, in denen ein Gerät, eine Prothese oder ähnliches auf die mittleren Sprunggelenkachsen hin abgestimmt wird, in Zusammenhang mit den Ergebnissen dieser Studie, dann stellt sich die Frage, ob weiterhin die mittleren Achsdaten Ismans und Inmans verwendet werden sollten oder nicht. Der von Isman und Inman angegebene Deviationswinkel liegt mit 23° in einem Bereich, der nach den Ergebnissen dieser Studie bei Langstreckenläufern mit Achillessehnenproblemen im Zusammenhang steht. Es sollte darüber nachgedacht werden, ob

nicht standardmäßig besser mit den deutlich geringeren Werten des Deviationswinkels von 11° gearbeitet werden sollte, zumindest für den Fall, dass nicht mit individuellen Werten gearbeitet werden kann. Möglicherweise könnten damit unnötige mechanische Belastungen der das Sprunggelenk umgreifenden Strukturen vermieden werden.

Die Biomechanik des subtalaren Gelenks und damit auch die Orientierung ihrer Bewegungsachse muss weiter Bestandteil der biomechanischen und sportorthopädischen Forschung sein, um ihre Bedeutung für die Entstehung von Verletzungen und die komplexe Bewegungsmechanik der unteren Extremität besser verstehen zu können.

Die Zusammenhänge zwischen der Orientierung und Ausprägung der einzelnen Elemente der unteren Extremität müssen weiter untersucht werden, um zu begreifen wie sich deren Zusammenspiel auf die Statik und Mechanik des Bewegungsapparats auswirkt. Dann wird es vielleicht auch möglich zu entscheiden, wann ein verändertes Element wie zu einer Überlastung von Strukturen führen kann.

In dieser Studie konnten einige individuelle Merkmale identifiziert werden, die möglicherweise verletzungsauslösend wirken. Es handelt sich hierbei jedoch nur um kleine Teile des komplexen Problems. Die Ursachen für die Entstehung von chronischen Überlastungsfolgen sind vermutlich nicht allein, aber vermehrt auf der Ebene der Anatomie zu suchen. Jedoch scheint es, als wären die einzubeziehenden Merkmale sehr mannigfaltig und es wird schwer möglich sein sich in der zukünftigen Forschung auf nur wenige Merkmale zu beschränken. Ohne das Verständnis, wie Anatomie, Statik und Biomechanik der unteren Extremität interagieren, können Ursachen für Überlastungen der unteren Extremität kaum aufgeklärt werden. Es muss weiterhin das Ziel der Forschung sein, das hochkomplexe Problem der Entstehung von Pathologien aufgrund der Identifikation ihrer Ursachen zu verstehen, um damit erfolgreiche Präventions- oder Therapiemaßnahmen einleiten zu können.

Literaturverzeichnis

- Alt, W. W. (2001). *Biomechanische Aspekte der Gelenkstabilisierung*. C. Maurer Druck und Verlag.
- Arampatzis, A., Karamanidis, K., Morey-Klapsing, G., De Monte, G., & Stafilidis, S. (2007). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J Biomech*, 40(9), 1946-1952.
- Arndt, A., Bruggemann, G. P., Koebke, J., & Segesser, B. (1999). Asymmetrical loading of the human triceps surae: I. Mediolateral force differences in the Achilles tendon. *Foot Ankle Int*, 20(7), 444-449.
- Arndt, A., Bruggemann, G. P., Koebke, J., & Segesser, B. (1999). Asymmetrical loading of the human triceps surae: II. Differences in calcaneal moments. *Foot Ankle Int*, 20(7), 450-455.
- Backhaus, K., Erichson, B., Plinke, W., & Weiber, R. (2008). *Multivariate Analysemethoden: Eine anwendungsorientierte Einführung*. Springer, Berlin.
- Bahr, R. (2004). *clinical guide to sports injuries*. Human Kinetics.
- Barbaix, E., Van Roy, P., & Clarys, J. P. (2000). Variations of anatomical elements contributing to subtalar joint stability: intrinsic risk factors for post-traumatic lateral instability of the ankle? *Ergonomics*, 43(10), 1718-1725.
- Becker, W., & Karl, H. (1978). *Die Tendopathien: Grundlagen, Klinik, Therapie*. Stuttgart: Thieme-Verlag.
- Bortz, J., & Lienert, G. A. (2003). *Kurzgefaßte Statistik für die klinische Forschung. Leitfaden für verteilungsfreie Analysen kleiner Stichproben (2. Auflage)*. Heidelberg: Springer-Verlag.
- Bramble, D. M., & Lieberman, D. E. (2004). Endurance running and the evolution of Homo. *Nature*, 432(7015), 345-352.
- Brinckmann, P. (1981). The angle of gait (author's transl). *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 119(5), 445-448.
- Brody, D. M. (1987). Running injuries. Prevention and management. *Clin Symp*, 39(3), 1-36.
- Caselli, M. A., & Alchermes, S. L. (1988). Man: the imperfect biped. *Clin Podiatr Med Surg*, 5(3), 443-447.
- Cavanagh, P. R., & Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech*, 20(5), 547-551.

- Chen, T. M., Rozen, W. M., Pan, W. R., Ashton, M. W., Richardson, M. D., & Taylor, G. I. (2009). The arterial anatomy of the Achilles tendon: anatomical study and clinical implications. *Clin Anat*, 22(3), 377-385.
- Chu, W. C., Lee, S. H., Chu, W., Wang, T. J., & Lee, M. C. (1995). The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach. *IEEE Trans Biomed Eng*, 42(11), 1088-1093.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., & Smart, G. W. (1984). Achilles tendinitis and peritendinitis: etiology and treatment. *Am J Sports Med*, 12(3), 179-184.
- Clement, D. B., & Taunton, J. E. (1981). A guide to the prevention of running injuries. *Aust Fam Physician*, 10(3), 156-61, 163-4.
- Close, J. R., Inman, V. T., Poor, P. M., & Todd, F. N. (1967). The function of the subtalar joint. *Clin Orthop Relat Res*, 50, 159-179.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112, 155-159.
- Dougan, S. (1924). The angle of gait. *Amer. J. Phys. Anthropol*, 7, 2.
- Downing, J. W., Klein, S. J., & D'Amico, J. C. (1978). The Axis of Motion of the Rearfoot Complex. *J Am Podiatr Med Assoc*, 68(7), 484-499.
- Ducroquet, R., Ducroquet, J., & Ducroquet, P. (1968). *Walking and limping*. Philadelphia: Lippincott.
- Elftman, H., & Manter, J. (1935). The Evolution of the Human Foot, with Especial Reference to the Joints. *J Anat*, 70(Pt 1), 56-67.
- Fick, R. (1911). *Dritter Teil: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik*. Jena: Verlag Gustav Fischer.
- Goto, A., Moritomo, H., Itoharu, T., Watanabe, T., & Sugamoto, K. (2009). Three-dimensional in vivo kinematics of the subtalar joint during dorsi-plantarflexion and inversion-eversion. *Foot Ankle Int*, 30(5), 432-438.
- Grau, S., Baur, H., & Horstmann, T. (2003). Pronation in der Sportschuhforschung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 54(1), 17-24.
- Gray, H. (1918). *Anatomy of the human body*. Philadelphia: Lea & Febiger.
- Hastad, K., Larsson, L. G., & Lindholm, A. (1959). Clearance of radiosodium after local deposit in the Achilles tendon. *Acta Chir Scand*, 116(3), 251-255.
- Henke, T., & Gläser, H. (2000). Sportverletzungen in Deutschland. *Neue Wege der Unfallverhütung im Sport*.
- Hicks, J. H. (1953). The mechanics of the foot. I. The joints. *J Anat*, 87(4), 345-357.
- Hintermann, B. (1994). Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clin. Biomech*, 9, 349-355.

- Hintermann, B. (2005). *Endoprothetik des Sprunggelenks: historischer Überblick, aktuelle Therapiekonzepte und Entwicklungen*. Wien: Springer Wien New York.
- Hintermann, B., & Holzach, P. (1992). Sub-Achilles bursitis-a biomechanical analysis and clinical study. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 130(2), 114-119.
- Hintermann, B., & Nigg, B. M. (1998). Pronation in runners. Implications for injuries. *Sports Med*, 26(3), 169-176.
- Hochwald, H. (2006). *Entwicklung eines diagnostischen Verfahrens zur Bestimmung der Gelenkachsen des Sprunggelenks*. Unpublished Dissertation, Universität Stuttgart, Stuttgart.
- Hohmann E. B. I. A. (2006). *Der Fuß des Läufers*. Steinkopff.
- Hopper, D., Bryant, A., & Elliott, B. (1994). Foot types and lower limb injuries in elite netball players. *J Am Podiatr Med Assoc*, 84(7), 355-362.
- Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32(9), 1635-1641.
- Imhauser, C. W., Siegler, S., & Udupa, J. K. (2008). Subject-specific models of the hindfoot reveal a relationship between morphology and passive mechanical properties. *J Biomech*, 41(6), 1341-1349.
- Inman, V. T. (1969). The influence of the foot-ankle complex on the proximal skeletal structures. *Artif Limbs*, 13(1), 59-65.
- Isman, R. E. & Inman, V. T. (1969). anthropometric studies of the human foot and ankle. *bulletin of prosthetics research*, spring, 97-129.
- Jacobs, S. J., & Berson, B. L. (1986). Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. *Am J Sports Med*, 14(2), 151-155.
- James, S. L., Bates, B. T., & Osternig, L. R. (1978). Injuries to runners. *Am J Sports Med*, 6(2), 40-50.
- Jones, R. L. (1945). The functional significance of the declination of the axis of the subtalar joint. *Anat Rec*, 93, 151-159.
- Kader, D., Saxena, A., Movin, T., & Maffulli, N. (2002). Achilles tendinopathy: some aspects of basic science and clinical management. *Br J Sports Med*, 36(4), 239-249.
- Kannus, P. (2000). Structure of the tendon connective tissue. *Scand J Med Sci Sports*, 10(6), 312-320.
- Kannus, P., Jozsa, L., Natri, A., & Jarvinen, M. (1997). Effects of training, immobilization and remobilization on tendons. *Scand J Med Sci Sports*, 7(2), 67-71.
- Kannus, P., Niittymaki, S., Jarvinen, M., & Lehto, M. (1989). Sports injuries in elderly athletes: a three-year prospective, controlled study. *Age Ageing*, 18(4), 263-270.

- Kaufman, K. R., Brodine, S. K., Shaffer, R. A., Johnson, C. W., & Cullison, T. R. (1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. *Am J Sports Med*, 27(5), 585-593.
- Ker, R. F., Bennett, M. B., Bibby, S. R., Kester, R. C., & Alexander, R. M. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature*, 325(7000), 147-149.
- Kirby, K. A. (1992). The medial heel skive technique: improving pronation control in foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc*, 82, 177.
- Kirby, K. A. (2001). Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*, 91(9), 465-487.
- Koplan, J. P., Powell, K. E., Sikes, R. K., Shirley, R. W., & Campbell, C. C. (1982). An epidemiologic study of the benefits and risks of running. *JAMA*, 248(23), 3118-3121.
- Kujala, U. M., Osterman, K., Kvist, M., Aalto, T., & Friberg, O. (1986). Factors predisposing to patellar chondropathy and patellar apicitis in athletes. *Int Orthop*, 10(3), 195-200.
- Kummer, B. (2005). *Biomechanik - Form und Funktion des Bewegungsapparates*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Kvist, M. (1991). Achilles tendon injuries in athletes. *Ann Chir Gynaecol*, 80(2), 188-201.
- Leonhardt, H., Tillmann, B., Töndury, G., & Zilles, K. (2003). *Anatomie des Menschen, Band I Bewegungsapparat*. Stuttgart: Thieme Verlag.
- Lang, J., Lanz, T., & Wachsmuth, W. (2004). *Praktische Anatomie. Bein und Statik* (4). Berlin: Springer.
- Leung, A. K. L., Cheng, J. C. Y., & Mak, A. F. T. (1999). Die Berechnung des Kontaktbereichsanteiles unter Anwendung des dynamischen Fußabdruckes. *Orthopädie-Technik*, 3, 214-218.
- Lewis, G. S., Cohen, T. L., Seisler, A. R., Kirby, K. A., Sheehan, F. T., & Piazza, S. J. (2009). In vivo tests of an improved method for functional location of the subtalar joint axis. *J Biomech*, 42(2), 146-151.
- Lohrer, H. (2006). Die Achillodynie - Eine Übersicht. *Orthopädie-Schuhtechnik*, 7(8), 35-41.
- Lun, V., Meeuwisse, W. H., Stergiou, P., & Stefanyshyn, D. (2004). Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med*, 38(5), 576-580.

- Lundberg, A. (1989). Kinematics of the ankle and foot. In vivo roentgen stereophotogrammetry. *Acta Orthop Scand Suppl*, 233, 1-24.
- Lysholm, J., & Wiklander, J. (1987). Injuries in runners. *Am J Sports Med*, 15(2), 168-171.
- Macera, C. A. (1992). Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. *Sports Med*, 13(1), 50-57.
- Manter, J. T. (1941). movements of the subtalar and transverse talar joints. *Anat Rec*, 80(4), 397-409.
- Marti, B., Vader, J. P., Minder, C. E., & Abelin, T. (1988). On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. *Am J Sports Med*, 16(3), 285-294.
- Mayer, F. et al. (2001). Verletzungen und Beschwerden im Laufsport. *Deutsches Ärzteblatt*, 19, 1254-1259.
- Mayer, F., & Grau, S. B. (2000). Achillessehnenbeschwerden im Laufsport - eine aktuelle Übersicht. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 51(5), 161-167.
- Mayer, F., & Grau, S. B. (1999). current changes in running injuries. *int j sports med*, 20, 103.
- McClay, I., & Bray, J. (1996). The subtalar angle: a proposed measure of rearfoot structure. *Foot Ankle Int*, 17(8), 499-502.
- Menke, W., & Stern, T. (1997). Typical sports injuries, sports specific risks and comparison with other sources of accidents. *Versicherungsmedizin*, 49(2), 41-44.
- Meyer, G. H. (1873). *Statik und Mechanik des menschlichen Knochengerüsts*. Leipzig: Verlag von Wilhelm Engelmann.
- Mickel, C., & Schmidtbleicher, D. (2009). Verleich des freien Gehens mit dem Gehen auf dem Laufband - eine EMG-Studie. *Sportphysiotherapie aktuell*, 23, 133-137.
- Montgomery, L. C., Nelson, F. R., Norton, J. P., & Deuster, P. A. (1989). Orthopedic history and examination in the etiology of overuse injuries. *Med Sci Sports Exerc*, 21(3), 237-243.
- Niemitz, C. (2004). *Das Geheimnis des aufrechten Gangs: Unsere Evolution verlief anders*. Beck.
- Nigg, B. M., & Segesser, B. (1986). The running shoe--a means of preventing running complaints. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 124(6), 765-771.
- Palme, E., Grimm, J., & Michiels, I. (2000). *Der Fuß. Anatomie, Untersuchung, Erkrankungen, orthopädische Versorgung*. Kohlhammer.

- Patek, S. D. (1926). The angle of gait in women. *J. Phys. Anthropol*, 9, 273.
- Payne, C. M., & Miller, S. K. (2003). Position of the subtalar joint axis and resistance of the rearfoot to supination. *J Am Podiatr Med Assoc*, 93(2), 131-135.
- Peterson, L., & Renström, P. (2002). *Verletzungen im Sport: Prävention und Behandlung*. Deutscher Ärzte-Verlag.
- Phillips, R. D., & Lidtke, R. H. (1992). Clinical determination of the linear equation for the subtalar joint axis. *J Am Podiatr Med Assoc*, 82(1), 1-20.
- Pisani, G. (1998). *Fußchirurgie*. Stuttgart; New York: Thieme.
- Rauber, A., & Kopsch, F. (2003). *Anatomie des Menschen. Band I, Bewegungsapparat*. Thieme, Stuttgart.
- Renstrom, P. (2000). Risk factors in leisure sports. Early and late sequelae. *Orthopade*, 29(11), 981-986.
- Rist, J., Kälin, X., & Weisskopf, L. (2007). increased frequency of plantar fasciitis in forefoot running. *Sportorthopädie Traumatologie*, 23, 57-62.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., & Claes, L. (1994). effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait & Posture*, 2, 191-197.
- Sarrafian, S. K. (1993). Biomechanics of the subtalar joint complex. *Clin Orthop Relat Res*, 290, 17-26.
- Schünke, M. (2000). *Funktionelle Anatomie - Topographie und Funktion des Bewegungssystems*. Thieme, Stuttgart.
- Segesser, B., & Nigg, B. M. (1980). Tibial insertion tendinoses, achillodynia, and damage due to overuse of the foot-etiology, biomechanics, therapy. *Orthopade*, 9(3), 207-214.
- Slocum, D. B., & James, S. L. (1968). Biomechanics of running. *JAMA*, 205(11), 721-728.
- Smart, G. W., Taunton, J. E., & Clement, D. B. (1980). Achilles tendon disorders in runners--a review. *Med Sci Sports Exerc*, 12(4), 231-243.
- Sobotta, J., Putz, R., & Pabst, R. (2004). *Atlas der Anatomie des Menschen. Einbändige Sonderausgabe*. Elsevier, München.
- Song, J., Hillstrom, H. J., Secord, D., & Levitt, J. (1996). Foot type biomechanics. comparison of planus and rectus foot types. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86(1), 16-23.

- Stacoff, A., Nigg, B. M., Reinschmidt, C., van den Bogert, A. J., Lundberg, A., Stussi, E. et al. (2000). Movement coupling at the ankle during the stance phase of running. *Foot Ankle Int*, 21(3), 232-239.
- Stier, T. (2006). 2D-Bewegungsanalyse von Niedersprüngen untrainierter Personen - Einfluss verschiedener Arbeitsschuhmodifikation auf das Bewegungsverhalten bei Landevorgängen und auf die kinetische Energie des Rückfußes beim Aufprall. Universität Freiburg, Freiburg.
- Subotnick, S. I. (1985). The biomechanics of running. Implications for the prevention of foot injuries. *Sports Med*, 2(2), 144-153.
- Szaro, P., Witkowski, G., Smigielski, R., Krajewski, P., & Cizek, B. (2009). Fascicles of the adult human Achilles tendon - An anatomical study. *Ann Anat*.
- Taunton, J. E., Ryan, M. B., Clement, D. B., McKenzie, D. C., Lloyd-Smith, D. R., & Zumbo, B. D. (2003). A prospective study of running injuries: the Vancouver Sun Run "In Training" clinics. *Br J Sports Med*, 37(3), 239-244.
- Taylor, J. R. (1988). *Fehleranalyse - Eine Einführung in die Untersuchung von Unsicherheiten in physikalischen Messungen*. Wiley-VCH.
- Tillman, M. D., Bauer, J. A., Cauraugh, J. H., & Trimble, M. H. (2005). Differences in lower extremity alignment between males and females. Potential predisposing factors for knee injury. *J Sports Med Phys Fitness*, 45(3), 355-359.
- Tomaro, J. E., Burdett, R. G., & Chadran, A. M. (1996). Subtalar joint motion and the relationship to lower extremity overuse injuries. *J Am Podiatr Med Assoc*, 86(9), 427-432.
- Valliant, P. M. (1981). Personality and injury in competitive runners. *Percept Mot Skills*, 53(1), 251-253.
- van den Bogert, A. J., Smith, G. D., & Nigg, B. M. (1994). In vivo determination of the anatomical axes of the ankle joint complex: an optimization approach. *J Biomech*, 27(12), 1477-1488.
- van Langelaan, E. J. (1983). A kinematical analysis of the tarsal joints. An X-ray photogrammetric study. *Acta Orthop Scand Suppl*, 204, 1-269.
- van Mechelen, W. (1992). Running injuries. A review of the epidemiological literature. *Sports Med*, 14(5), 320-335.
- Vierodt, H. (1881). *Das Gehen des Menschen in gesunden und kranken Zuständen nach selbstregistrierenden Methoden dargestellt*. Tübingen: Laupp.
- Wallenbock, E., Lang, O., & Lugner, P. (1995). Stress in the Achilles tendon during a topple-over movement in the ankle joint. *J Biomech*, 28(9), 1091-1101.

- Walther, M., Reuter, I., Leonhard, T., & Engelhardt, M. (2005). Injuries and response to overload stress in running as a sport. *Orthopade*, 34(5), 399-404.
- Wehner, R., & Gehring, W. (2007). *Zoologie*. Thieme, Stuttgart.
- Wen, D. Y., Puffer, J. C., & Schmalzried, T. P. (1998). Injuries in runners: a prospective study of alignment. *Clin J Sport Med*, 8(3), 187-194.
- Williams, D. S. r., McClay, I. S., & Hamill, J. (2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(4), 341-347.
- Winter, D. A. (1983). Biomechanical motor patterns in normal walking. *J Mot Behav*, 15(4), 302-330.
- Witvrouw, E., Danneels, L., Thijs, Y., Cambier, D., & Bellemans, J. (2009). Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 17(4), 422-427.
- Wydra, G., & Heckmann, M. (2007). Beweglichkeitsunterschiede in Abhängigkeit von anatomischen Seitigkeitsunterschieden. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(11), 401-405.
- Zographos, S., Chaminade, B., Hobatho, M. C., & Utheza, G. (2000). Experimental study of the subtalar joint axis: preliminary investigation. *Surg Radiol Anat*, 22(5-6), 271-276.

Nachwort

Zuguterletzt möchte ich mich bei denjenigen bedanken, die mir während der ganzen Zeit mit Rat und Tat zur Seite standen und damit dazu beitrugen, dass diese Arbeit zu dem werden konnte, was sie jetzt ist.

Großer Dank gilt meinem Betreuer *Prof. Dr. Wilfried Alt*, der mit seinem Ideenreichtum und seiner stets positiven und wegweisenden Kritik diese Arbeit erst ermöglichte.

Auch möchte ich mich bei meinem Kollegen *Benjamin Haar* für das kreative River-Logo, die technische Unterstützung und vor Allem für die gute Laune bedanken. Vielen Dank an *Kristian Krause* für die tatkräftige Unterstützung bei den Messungen auf den Laufveranstaltungen sowie an *Dr. Dieter Bubeck*, *Dr. Rolf Brack*, *Dr. Syn Schmitt*, *Dr. Julia Bühlmeier* und *Dr. Harald Hochwald* für die vielen fachlichen Gespräche und Ratschläge.

Außerdem möchte ich nicht versäumen, mich bei meinen Freunden *Philipp Werner*, *Dennis Aubermann* und *David Schahbasian* sowie der Crew (*Christine Sauter*, *Wolfgang Stelzle*, *Tobias Reisenhofer* und *Andreas Knausenberger*) für die vielen aufmunternden und ablenkenden Abende zu bedanken und bei *Stefanie Wiedmann*, *Jan Lindenmaier* und *Tobi Seeh* für das stets offenen Ohr und die ermutigenden Worte.

Der größte Dank gilt meiner Familie, die während der ganzen Zeit immer für mich da war und auf die ich mich stets verlassen konnte und kann:

Meinem Vater *Prof. Dr. Waldemar Reule*, der mit seinem wissenschaftlichen Rat und seinen bestätigenden Worten am Gelingen der Arbeit mitwirkte, meiner Mutter *Doris Reule* für die herzlichen und stärkenden Gespräche sowie für die vielen Teller Hühnerbrühe und meinem Bruder *Ben Reule* für die zahlreichen vegetarischen Mahlzeiten und seine Unterstützung in sämtlichen Bereichen.

Vielen Dank!



Lebenslauf

Persönliche Daten:

Name	Claudia Anita Reule
Geburtstag und -ort	09.08.1980 in Ludwigsburg
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig

Schulbildung

1987-1991	Grundschule Kleinsachsenheim
1991-2000	Gymnasien im Ellental
2000	Abitur

Hochschulbildung

2000-2006	Studium der Biologie für das höhere Lehramt an der Universität Hohenheim
2000-2006	Studium der Sportwissenschaft für das höhere Lehramt an der Universität Stuttgart
2002-2006	Studium der Germanistik als Beifach für das höhere Lehramt an der Universität Stuttgart
2006	1. Staatsexamen in den Fächern Biologie, Sportwissenschaft und Germanistik
2006	Gewinnerin des Gustav-Schoder-Preises für den besten Lehramtsabschluss im Fach Sport

Berufliche Tätigkeit

2003-2006	Wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Sportwissenschaft Stuttgart
2006-2009	Geprüfte wissenschaftliche Hilfskraft am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft Stuttgart
2007-2009	Stipendiantin der Landes Graduierten Förderung
seit 2009	Wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaft Stuttgart

Außerberufliche Tätigkeit

2001-2005	Mitglied des Landeskaders Voltigieren Baden-Württemberg
seit 2009	Landestrainerin für Gruppenvoltigieren des Landes Baden-Württemberg

Erklärung

Hiermit versichere ich, dass die Arbeit

„Die Bedeutung der subtalaren Gelenkachse und der Fußanatomie für die Entstehung von Überlastungsfolgen der unteren Extremität im Sport – Eine empirische Untersuchung zu individuellen Risikofaktoren.“

von mir selbst und ohne jede unerlaubte Hilfe angefertigt wurde, dass sie noch keiner anderen Stelle zur Prüfung vorgelegen hat. Die Stellen der Arbeit einschließlich der Tabellen und Abbildungen, die anderen Werken dem Wortlaut oder dem Sinn nach entnommen sind, habe ich in jedem einzelnen Fall kenntlich gemacht und die Herkunft nachgewiesen.

Stuttgart, den.....

Datum und Unterschrift