

Stefan Grau

Objektivierung des Zusammenhangs von Verletzungen und
biomechanischen Bewegungsmerkmalen in der
Sportschuhforschung am Beispiel chronischer
Achillessehnenbeschwerden bei Läufern

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Sozialwissenschaften

in der Fakultät

für Sozial- und Verhaltenswissenschaften

der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

2001

Für Raffaele

Inhaltsverzeichnis

1	Einführung	1
1.1	Problemstellung und Begründung der Arbeit	1
1.2	Zielsetzung und Aufbau der Arbeit	4
2	Die Pronationsbewegung	6
2.1	Biomechanische Bewegungsmerkmale der Pronation	6
2.2	Einflussfaktoren der Pronation	11
2.3	Untersuchungen zur Pronation	13
	2.3.1 Schuhmechanische Faktoren	13
	2.3.2 Biomechanische Faktoren	29
	2.3.3 Biomedizinische Faktoren	37
3	Vertikaler Kraft-Zeit-Verlauf	41
3.1	Bewegungsmerkmale der Bodenreaktionskräfte	41
3.2	Einflussfaktoren der Bodenreaktionskräfte	47
3.3	Untersuchungen zur Dämpfung	49
	3.3.1 Schuhmechanische Faktoren	49
	3.3.2 Biomechanische Faktoren	57
	3.3.3 Biomedizinische Faktoren	69
4	Diskussion theoretischer Teil	72
4.1	Die Pronationsbewegung	72
4.2	Der Kraft-Zeit-Verlauf	80
5	Chronische Achillessehnenbeschwerden	89
5.1	Einleitung und Problemstellung	89
5.2	Epidemiologie und Häufigkeiten von Beschwerden im Laufsport	90
5.3	Diagnose und Verlauf von Achillessehnenbeschwerden	91
5.4	Ursachen von Achillessehnenbeschwerden im Laufsport	93

6	Methode	96
6.1	Einleitung	96
6.2	Untersuchungsstichprobe	97
6.3	Untersuchungsdesign	99
	6.3.1 Untersuchungsablauf	99
	6.3.2 Untersuchungsparameter	102
	6.3.3 Parametererfassung	107
6.4	Reliabilitätsprüfung	108
6.5	Statistische Verfahren	110
7	Ergebnisse	113
7.1	Druckverteilungsmessung	113
	7.1.1 Überprüfung der Reliabilität von G	113
	7.1.2 Darstellung der Ergebnisse	121
7.2	Videoanalyse	128
	7.2.1 Überprüfung der Reliabilität	128
	7.2.2 Darstellung der Ergebnisse	130
7.3	Anthropometrische Parameter	134
7.4	Trainingsspezifische Messgrößen und Umweltbedingungen	135
8	Diskussion der Ergebnisse	136
8.1	Reliabilität der Druckparameter	136
8.2	Statistische Gruppenprüfung der Druckparameter	138
8.3	Reliabilität der Videoparameter	140
8.4	Statistische Gruppenprüfung der Videoparameter	141
8.5	Anthropometrische Größen	142
8.6	Trainingsparameter	143
8.7	Umweltbedingungen	143
9	Zusammenfassung und Ausblick	145
10	Literaturliste	149
11	Anhang	

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Markeranbringung an Fuß und Bein sowie Darstellung der zentralen Winkelgrößen (NIGG 1986)	6
Abb. 2:	Zeitnormalisierter Verlauf des Achillessehnenwinkels β (oben) und des Rückfußwinkels γ (unten) während einem Bodenkontakt beim Laufen (NIGG 1986)	11
Abb. 3:	Einteilung der Untersuchungen zur Pronation (STACOFF & KÄLIN 1983)	12
Abb. 4:	Schematische Darstellung der Berechnung der Absatzabschrägung und der Fersenhöhe (CLARKE 1984)	13
Abb. 5:	Einfluss der Laufgeschwindigkeit und der Zwischensohlenhärte auf die Initialpronation $\Delta\beta_{10}$ und die Winkelgeschwindigkeit β_{10} (NIGG 1986)	14
Abb. 6:	Der Einfluss der Laufgeschwindigkeit und der Zwischensohlenhärte auf die Totalpronation $\Delta\beta_{pro}$ (NIGG 1986)	15
Abb. 7:	Lösungsmöglichkeiten im Schuhbau zur Reduktion der Pronationsbewegung (NIGG 1986)	15
Abb. 8:	Rückfußbelastung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis (LÜTHI 1986)	16
Abb. 9:	Ausmaß der Inversionsbewegung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis bei einem weichen (Schuh 1) und einem harten (Schuh 2) Schuh (LÜTHI 1986)	17
Abb. 10:	Ausmaß der Inversionsbewegung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis zwischen den Gruppen mit und ohne Beschwerden (LÜTHI 1986)	17
Abb. 11:	Darstellung der „Varusschuhe“ (rechts) und „Valgusschuhe“ (links) der Untersuchung von VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992	18
Abb. 12:	Verlauf des Achillessehnenwinkels bei unterschiedlichen Schuhtypen (VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992)	19
Abb. 13:	Verlauf der Pronationsgeschwindigkeit bei unterschiedlichen Schuhtypen (VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992)	19
Abb. 14:	5 Prototypen, die im Obermaterial durch externe Stabilisatoren variiert wurden (FERRANDIS 1994)	20

Abb. 15: Definition der Rückfußwinkel (VAN GHELUWE 1995)	22
Abb. 16: Eversion des Kalkaneus und der Fersenkappe bei drei Schuhtypen (Schuh A = steif, Schuh B = mittel steif, Schuh C = weich) in der Frontalebene (VAN GHELUWE 1995)	22
Abb. 17: Platzierung der medialen Stützen bei den Testschuhen (NIGG 1986)	23
Abb. 18: Ausmaß der Pronation beim Barfußlaufen und Laufen mit Schuhen, bei denen die medialen Stützen systematisch im Ort variiert wurden (NIGG 1986)	24
Abb. 19: Mittelwerte der maximalen Pronationswinkel auf unterschiedlichen Böden (RA = Naturrasen, TE = Tenneboden, KR = Kunstrasen, HA = synthetischer Hallenboden, AU = synthetischer Boden im Freien) beim Laufen (BAUDZUS, FRANKEN & KRABBE 1986)	29
Abb. 20: Die Rückfußbewegung bei einem Läufer mit a) normal abrollendem Fuß, b) exzessiver Pronation und c) rigidem Fuß während der ersten 30ms des Bodenkontakts (CAVANAGH 1987)	30
Abb. 21: Verlauf des Achillessehnenwinkels bei einem Läufer mit a) normal abrollendem Fuß, b) exzessiver Pronation und c) rigidem Fuß (CAVANAGH 1987)	31
Abb. 22: Angaben zur Messung von Fuß-, Fersen- und Rückfußwinkel (A) und der Schrittbreite (B) (WILLIAMS 1991)	31
Abb. 23: Darstellung eines typischen Verlaufs einer Rückfußbewegung (WILLIAMS 1991)	32
Abb. 24: Beziehung zwischen Schrittbreite und Fußwinkel sowie Schrittbreite und Rückfußwinkel bei maximaler Pronation (WILLIAMS 1991)	32
Abb. 25: Beziehung zwischen maximaler Pronationsgeschwindigkeit und Fersenwinkel beim Fußaufsatz (WILLIAMS 1991)	33
Abb. 26: Scattergramm der maximalen Eversion $\Delta\beta_{\text{pro}}$ versus der Gewölbehöhe (NIGG 1993)	33
Abb. 27: Durchschnittliches Winkel-Winkel-Diagramm von Eversion und Knieinnenrotation, wobei die Normalpronierer durch die offenen Symbole, die Starkpronierer durch die geschlossenen Symbole charakterisiert werden (MC CLAY 1997)	35

Abb. 28: Definition des Eversion-Inversions-Winkels (1a), der subtalaren Pronation/Supination (1b) sowie der tibialen varum-valgum Position (1c) (VAN GHELUWE 1995)	38
Abb. 29: Verlauf des Eversion-Inversions-Winkels der Ferse (VAN GHELUWE 1995)	38
Abb. 30: Verlauf des subtalaren Pronations-Supinations-Winkels (VAN GHELUWE 1995)	39
Abb. 31 : Die Richtungen der drei Komponenten der Bodenreaktionskraft; F_z = Vertikalkraft, F_y = Horizontalkraft in a-p Richtung und F_x = Horizontalkraft in m-l Richtung (NIGG 1986)	42
Abb. 32: Kraft-Zeit-Kurven der Bodenreaktionskraft bei einer (typischen) Laufbewegung in vertikaler (oben), horizontaler a-p (Mitte) und m-l (unten) Richtung (NIGG 1986)	43
Abb. 33: Messgrößen der Vertikalkraftkurve (NIGG 1986)	45
Abb. 34: Mögliche Einflussfaktoren auf die Belastung des menschlichen Bewegungsapparates beim Laufen (NIGG 1986)	47
Abb. 35: Einteilung der Untersuchungen zur Dämpfung (in Anlehnung an STACOFF & KÄLIN 1983)	48
Abb. 36: Vertikalkraftkurve beim Laufen in einem weichen (gestrichelt) und harten (durchgezogen) Laufschuh (CLARKE, FREDERICK & COOPER 1983)	50
Abb. 37: Maximale vertikale Kraftspitze F_{zi} bei unterschiedlich harten Zwischensohlen (STÜSSI, KÄLIN & STACOFF 1984)	50
Abb. 38: Variation der Fersenhöhe (vertikal) und der Absatzabschrägung (horizontal) pro Zwischensohlenhärte (FREDERICK, CLARKE & HAMILL 1984)	51
Abb. 39: Passive vertikale Kraftspitze (oben) und maximale Belastungsrate (unten) beim Laufen in einem neutralen (links) und einem stabilen (rechts) Laufschuh mit unterschiedlich harten Einlegesohlen (NIGG, HERZOG & READ 1988)	52
Abb. 40: Belastungsrate (A) und maximale Druckbelastungen (B) im Fersenbereich bei unterschiedlich harten Zwischensohlen (LAKE, LAFORTUNE und VALIANT 1994)	53
Abb. 41: Versuchsaufbau bei den Messungen mit dem Human Pendulum (LAFORTUNE & LAKE 1995)	54

Abb. 42: Verlauf der Bodenreaktionskräfte (x, y, z) beim „normalen“ Gang (oben), beim schnellen Gang (Mitte) und beim Laufen (unten) (PAYNE 1981)	57
Abb. 43: Durchschnittliche Belastung (durchgezogene Linie) und Range (gepunktete Linie) am Schienbein bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten (CLARKE, COOPER, CLARKE und HAMILL 1981)	58
Abb. 44: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft bei Rückfuß- (links) und Mittelfußläufern (rechts) (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980)	59
Abb. 45: Impact-Peak der vertikalen Bodenreaktionskraft bei leichten, mittelschweren und schweren Läufern und unterschiedlichen Geschwindigkeiten (FREDERICK & HAGY 1986)	60
Abb. 46: Bodenreaktionskräfte der Gang- (links oben) und Laufbewegung (rechts oben) sowie dazugehörige minimal benötigte translatorische Reibung (links und rechts unten) (VALIANT 1993)	63
Abb. 47: Bestimmung des Fußwinkels (α_R) sowie der Rückfuß- (α_{rf}) und Vorfußorientierung (α_{ff}) relativ zur Laufrichtung (FREYCHAT, BELLI, CARRET & LACOUR 1997)	64
Abb. 48: Maximaler Impact Peak unter der Ferse während einer Ausdauerbelastung von 45 Minuten (BRÜGGEMANN & ARNDT 1994)	69
Abb. 49: Häufigkeiten und Lokalisationen von Beschwerden im Laufsport bei Männern (links) und Frauen (rechts) (MAYER & GRAU 1999)	91
Abb. 50: Typische Beschwerdebilder bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden (SOBOTTA 1982)	92
Abb. 51: Schematische Darstellung des Verlaufes der Messungen am Messtag 1 (oben) und am Messtag 2 (unten)	101
Abb. 52: Druckbild (maximale Drucke) eines Abrollvorgangs mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle	103
Abb. 53: Schematische Darstellung der Komponenten, aus denen die Messgröße G berechnet wird	104
Abb. 54: Erfassung des Knie- und OSG-Winkels in der Sagittalebene (MC CLAY 1994)	106

- Abb. 55: Pearsonscher Korrelationskoeffizient bezüglich der G-Werte zwischen Messung 1 und 2 für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen ($m = KO_m$, $w = KO_w$, $ges = KO_{m+w}$). Die Fehlerbalken zeigen das 95%-Konfidenzintervall für den jeweiligen Wert der zugehörigen Grundgesamtheit an 114
- Abb. 56: Fit-Gerade für die Abhängigkeit der Werte (Messung 2 versus Messung 1) für die Gruppe der Männer im Barfußgang (SF), im eigenen (EIG) und neutralen (TAL) Schuh 115
- Abb. 57: Test-Retest-Variabilität zwischen Messung 1 und 2 für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen ($m = KO_m$, $w = KO_w$, $ges = KO_{m+w}$). Die Fehlerbalken zeigen den Bereich von +/- einer Standardabweichung um den Mittelwert an 116
- Abb. 58: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Gehen barfuß (SF). Das Wiederholbarkeitskriterium ist sowohl für die Männer (oben) als auch für die Frauen (Mitte), jedoch nicht für die gesamte Gruppe (unten) erfüllt 118
- Abb. 59: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Laufen im eigenen Schuh (EIG). Das Wiederholbarkeitskriterium ist für die Männer (oben) erfüllt, für die Frauen (Mitte) nicht. Für die Gesamtgruppe (unten) ist das WKBA wiederum erfüllt 119
- Abb. 60: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Laufen im neutralen Schuh (TAL). Das Wiederholbarkeitskriterium ist sowohl für die Männer (oben) als auch für die Frauen (Mitte) sowie für die Gesamtgruppe (unten) erfüllt 120
- Abb. 61: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Barfußabrollvorgang im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achillodyniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten) 121
- Abb. 62: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Abrollvorgang im eigenen Schuh im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achillodniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten) 123

- Abb. 63: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Abrollvorgang im neutralen Schuh im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achillodniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten) 125
- Abb. 64: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für die Abrollvorgänge (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) der männlichen Kontrollgruppe (oben) und der männlichen Achillodyniegruppe am Messtag 1 (M1) und Messtag 2 (M2) 127

 Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Häufigkeitsverteilungen der Laufbeschwerden in den letzten 30 Jahren	2
Tab. 2:	Initialpronation β_{10} (INREAR), Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ (TOTALREAR) und Maximalpronation β_{pro} (MAXREAR) bei unterschiedlichen Prototypen (nach FERRANDIS 1994)	21
Tab. 3:	Weiterführende Literatur zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren	26
Tab. 4:	Maximalpronation (PRON) und maximale Pronationsgeschwindigkeit (PVEL) im Laufen bei 5 unterschiedlichen Geschwindigkeiten (SCHNABEL, HENNIG & MILANI 1994)	34
Tab. 5:	Weiterführende Literatur zum Bereich „biomechanische“ Faktoren	36
Tab. 6:	Ergebnisse der Rückfußbewegungen für die Isokinetikgruppe (IK) und die Nicht-Isokinetikgruppe (NIK) bei einer Laufbewegung (FELTNER 1994)	37
Tab. 7:	Weiterführende Literatur zum Bereich „biomedizinische“ Faktoren	40
Tab. 8:	Weiterführende Literatur zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren und Dämpfung	55
Tab. 9:	Messgrößen der Bodenreaktionskraft (x,y,z) bei Männern und Frauen im Gang (CHAO, LAUGHMAN, SCHNEIDER & STAUFFER 1983)	60
Tab. 10:	Messgrößen der Bodenreaktionskraft bei den Testpersonen mit hohem Längsgewölbe (NACHBAUER & NIGG 1992)	61
Tab. 11:	Messgrößen der Bodenreaktionskraft bei den Testpersonen mit niederem Längsgewölbe (NACHBAUER & NIGG 1992)	62
Tab. 12:	Maximaldrucke während des Laufens in zwei unterschiedlichen (A und B) Laufschuhen (LH = laterale Ferse, MH = mediale Ferse, LM = lateraler Mittelfuß, MM = medialer Mittelfuß, M5 = Mittelfußkopf 5, M3 = Mittelfußkopf 3, M1 = Mittelfußkopf 1, H = Großzehe) (HENNIG 1994)	64
Tab. 13:	Korrelationsmatrix zwischen den Messgrößen der Orientierung des Fußes und Messgrößen der Kraftmessung (FREYCHAT, BELLI, CARRET & LACOUR 1997)	65

Tab. 14: Weiterführende Literatur zum Bereich externe „biomechanische“ Faktoren und Dämpfung	66
Tab. 15: Weiterführende Literatur zum Bereich interne „biomechanische“ Faktoren und Dämpfung	68
Tab. 16: Korrelationen zwischen gemessenen biomechanischen (Druck, Impact und Pronation) und subjektiv empfundenen Größen (MILANI, HENNIG & VALIANT 1995)	70
Tab. 17: Weiterführende Literatur zum Bereich interne „biomedizinische“ Faktoren und Dämpfung	71
Tab. 18: Charakteristik der Untersuchungsstichprobe	97
Tab. 19: Endgültige Gruppengröße und Charakteristik der Gruppen bei der Videoanalyse in der Frontal- (oben) und Sagittalebene (unten)	98
Tab. 20: Endgültige Gruppengröße und Charakteristik der Gruppen bei der Druckmessung im Schuh (oben) und auf der Plattform (unten)	99
Tab. 21: Tabellarische Übersicht der verwendeten Messgrößen	106
Tab. 22: Pearsonscher Korrelationskoeffizient r zwischen den G-Werten aus Messung 1 und Messung 2 für alle Untersuchungsbedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen ($m = KO_m$, $w = KO_w$, $ges = KO_{m+w}$). In den weiteren Zeilen sind die Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls für den Wert der Grundgesamtheit und der Grenzwert für das Verwerfen der Nullhypothese („es besteht kein linearer Zusammenhang“) auf dem 5%-Niveau angegeben	114
Tab. 23: Gruppenmittelwerte und Standardabweichungen der Test-Retest-Variabilität für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen ($m = KO_m$, $w = KO_w$, $ges = KO_{m+w}$).	116
Tab. 24: Anteil der Differenzen zwischen M1 und M2 innerhalb der limits of agreement für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen ($m = KO_m$, $w = KO_w$, $ges = KO_{m+w}$). Das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN ist erfüllt, wenn mind. 95% in diesem Bereich liegen	117

- Tab. 25: Bias (Mittelwert der Differenzen) und random error (doppelte Standardabweichung der Differenzen) für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) bei der Gesamtgruppe. Die biases wurden mittels t-Test auf Signifikanz geprüft (n.s. = nicht signifikant) 117
- Tab. 26: Überprüfung der Reliabilität der Videomessungen für die Gesamtstichprobe (r = Korrelationskoeffizient, BA = Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN, TRV = Test-Retest Variabilität, IM = Individueller Meßfehler, $\Delta\beta_{\text{pro}}$ = Totalpronation, $\Delta\gamma_{\text{pro}}$ = Totalpronation des Rückfußes, K_{max} = maximaler Kniewinkel, OSG_{min} = minimaler oberer Sprunggelenkwinkel, N = neutraler Schuh, E = eigener Schuh) 129
- Tab. 27: Ergebnisse des maximalen Kniewinkels K_{max} (in °) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOM = Kontrollgruppe männlich, KOW = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) 130
- Tab. 28: Ergebnisse des minimalen OSG-Winkels OSG_{min} (in °) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOM = Kontrollgruppe männlich, KOW = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) 131
- Tab. 29: Ergebnisse der Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ (in °) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOM = Kontrollgruppe männlich, KOW = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) 132

Tab. 30: Ergebnisse der Totalpronation des Rückfußes $\Delta\gamma_{\text{pro}}$ (in $^{\circ}$) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Mess- tagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maxi- maler Wert, KOm = Kontrollgruppe männlich, KOw = Kon- trollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich)	133
Tab. 31: Charakteristik der Untersuchungsstichprobe bei der Druckmes- sung	134
Tab. 32: Charakterisierung der Stichprobe (KOm = Kontrollgruppe männlich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) bezüglich der Trainingsgestaltung (oben) und dem Leistungsvermögen bzw. dem Trainingsalter (unten)	135
Tab. 33: Typischer Laufuntergrund der Stichprobe (KOm = Kontroll- gruppe männlich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) im Training	135

1 Einführung

1.1 Problemstellung und Begründung

Die Erforschung des Sportschuhs ist seit 20 Jahren von großem Interesse für die Sportpraxis und die Wissenschaft. Zwei der ersten wissenschaftlichen Untersuchungen, die sich mit dem Laufsport aus medizinischer Sicht befassten, beschreiben im Wesentlichen die Häufigkeit von Laufbeschwerden sowie deren Ätiologie (CAVANAGH 1978, JAMES 1978). Frühe Publikationen, die den Laufsport aus biomechanischer Sicht untersuchten, beschäftigten sich mit der kinematischen und kinetischen Beschreibung des Abrollvorgangs in der Laufbewegung sowie mit der daraus entstehenden Belastung auf den Bewegungsapparat (BATES 1978 und 1979, NIGG 1980). Der erste Laufschuhtest in einem Fachmagazin (Runner's World) erschien ebenfalls zu dieser Zeit (CAVANAGH 1980b). Dieses Interesse hing zum einen mit dem stark ansteigenden (wirtschaftlichen) Interesse am Leistungssport, zum anderen mit den vermehrt auftretenden Verletzungen, ausgelöst durch den Joggingboom der 70er Jahre, zusammen.

Für den Sportler (Leistungssport und Breitensport) ist der Schuh ein Hilfsmittel zur Leistungsverbesserung und/oder zur besseren Aufgabenlösung. Da die Aufgaben im Sport unterschiedlich sind, fallen Sportschuhe (heute) auch unterschiedlich aus: Sprinter verwenden Schuhe mit Spikes, um einen optimalen, nach vorne gerichteten Abdruck zu haben; Speerwerfer dagegen benutzen Spikes beim Speerwurfschuh, um effizienter stemmen zu können. Diese sportpraktische Orientierung führte zu einer Ausdifferenzierung in Sportschuhe für jede Sportart oder gar für jede Sportdisziplin. Die Vorgehensweise in der Sportpraxis erfolgte überwiegend nach dem Versuch-und-Irrtums-Prinzip, d.h. aufgrund guter bzw. schlechter Erfahrungen ausgewählter Spitzensportler wird die Weiterentwicklung von Sportschuhen vorangetrieben oder auch nicht.

Die Ziele der wissenschaftlichen Erforschung des Sportschuhs lagen bis heute nicht in der eben beschriebenen Richtung. Vielmehr interessierten im Wesentlichen die Erkennung und Bestimmung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-)Sport, mit dem Ziel, entsprechendes Wissen über Veränderungen in der Konstruktion bzw. im Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, was schließlich zur Prävention von Beschwerden und Verletzungen führen soll. Der Grund für diese präventive Orientierung lag wohl im vermehrten Auftreten von Sportverletzungen mit dem Beginn des Joggingbooms in den frühen 70er Jahren. In den Vordergrund der

Untersuchungen wurden von Beginn an drei Aspekte gestellt: Das Verhindern von zu starker Pronation und zu starkem Fersenaufprall beim Joggingschuh und das Entwickeln bzw. Finden von gut dämpfenden Materialien. Seit Mitte der 80er Jahre, nachdem nicht mehr nur Joggingschuhe, sondern auch Schuhe anderer Sportarten untersucht wurden, kam noch der Aspekt des Zulassens einer Torsionsbewegung hinzu.

Trotz dieser präventiven Ausrichtung in der wissenschaftlichen Erforschung von Sportschuhen waren Verletzungen und Beschwerden stets ein zentrales Problem. So waren und sind Beschwerden im Laufsport deshalb auch Gegenstand mehrerer epidemiologischer Studien in den letzten 30 Jahren (CAVANAGH 1978, JAMES et al. 1978, KRISOFF et al. 1979, CAVANAGH 1980a, GUDAS 1980, CLEMENT et al. 1981, NEWELL und BRAMWELL 1984, MCKENZIE et al. 1985, MARTI et al. 1988, LEPPILAATHI 1991, VAN MECHELEN 1992, KVIST 1994, SEGESSER 1995, FREDERICSON 1996, FALLON 1996). Das Hauptinteresse galt dabei im Wesentlichen der Erfassung der Häufigkeiten dieser Beschwerden. So konnte in der Vergangenheit eine Zunahme und Häufung von Kniebeschwerden (18% im Jahr 1971, 50% im Jahr 1984) bei Läufern gezeigt werden. Bis Mitte der 90er Jahre waren Kniebeschwerden (40%) die größten Probleme, gefolgt von Achillessehnen- und Schienbeinbeschwerden (siehe Tabelle 1):

Tab. 1: Häufigkeitsverteilungen der Laufbeschwerden in den letzten 30 Jahren

Autor	Jahr	Häufigste Lokalisation
Cavanagh, P.R.	1978	18% Knie, 14% Achillessehne, 11% Schienbein
James et al.	1978	29% Knie, 11% Achillessehne, 13% Schienbein
Krisoff & Ferris	1979	25 % Knie, 18% Achillessehne, 15% Schienbein
Cavanagh, P.R.	1980	23% Knie, 20% Achillessehne, 10% Schienbein
Gudas	1980	31% Knie, 7% Achillessehne, 10% Schienbein
Clement et al.	1981	42% Knie, 6% Achillessehne
Newell & Bramwell	1984	50% Knie
Marti et al.	1988	28% Knie, 12% Achillessehne
Fallon	1996	31% Knie, 19% Achillessehne
Fischer	1998	40% Achillessehne, 30% Knie
Mayer & Grau	1999	32% Achillessehne, 25% Knie

Die jüngsten epidemiologischen Untersuchungen (FISCHER 1998, MAYER 1999) zeigen, dass heute Probleme im Bereich der Achillessehne, vor allem im Leistungssport, deutlich häufiger auftreten und im Bereich des Knies abgenommen haben. Darüber hinaus ist auffallend, dass Achillessehnen- und Kniebeschwerden im Laufe der Jahre immer die häufigsten Beschwerden waren, obwohl diese durch die Forschungsarbeiten und Entwicklungen im Sportschuhbereich eigentlich präventiv hätten verhindert werden sollen.

Als mögliche Ursache für Überlastungsbeschwerden der Achillessehne und der Knie-region wurden im Laufe der Jahre, neben dem Schuhdesign, eine Reihe unterschiedlicher Faktoren diskutiert:

Ein wesentlicher Faktor betrifft die Trainingsgestaltung. Trainingsfehler in Form von zu hohen Intensitäten, zu schnellen Umfangsteigerungen, erhöhtem Intervalltraining sowie vermehrtes Laufen auf harten bzw. unebenen Untergründen werden von BRODY 1987, JAMES 1978 und CLANCY 1982 angeführt. Kurzfristige Änderungen von Trainingsgewohnheiten wie Trainingsinhalte und Trainingszeiten wurden von JACOBS 1986, CLEMENT 1981 und PINSHAW 1984 bei 22-56% der Laufverletzungen festgestellt. JACOBS 1986, MARTI 1988 und KOPLAN 1982 vermuten eine Verbindung zwischen dem Entstehen von Überlastungsbeschwerden und hohem Laufumfang bzw. der Vorgeschichte anderer Laufbeschwerden.

Ein zweiter wichtiger Faktor, auf den ausführlich noch in den Kapiteln 2 und 3 eingegangen wird, betrifft das Schuhwerk. Weiche, instabile Schuhe werden häufig als Grund für eine Überpronation, die Überlastungsbeschwerden hervorruft, angesehen (ROY 1983 und NIGG 1985). Weiterhin wird vermutet, dass eine zu weiche Fersenkappe sowie ein Schuh mit zu steifer Sohle vermehrten Stress auf die Achillessehne ausübt (SUBOTNICK 1989). Eine zu starke Sohlenabschrägung wird von FREY 1988 mit Achillessehnenbeschwerden in Verbindung gebracht. Ebenfalls Achillessehnenbeschwerden können nach ROY 1983 und DICKINSON 1966 durch ein vermehrtes Reiben der Fersenkappe entstehen.

Diskutiert wird zudem das Alter als mögliche Ursache für Beschwerden. KRAMER 1979 und MARTI 1988 stellen eine Zunahme von Überlastungsbeschwerden im Alter fest. Eine Zunahme von Achillessehnenbeschwerden im Alter wird von KANNUS 1989, KVIST 1991 und LEPPILATHI 1991 berichtet. Es wird vermutet, dass mit höherem Alter die Blutversorgung der Sehnen schlechter wird, was zu einer erhöhten Verletzungsgefahr führen kann (HASTAD 1959, NICULESCU 1988).

Das Geschlecht, als Faktor zur Beschwerdeentstehung, wurde in mehreren Studien in den letzten Jahren untersucht. CLEMENT 1984 stellte fest, dass Frauen unter 30 Jahren im Verhältnis zur Gesamtstichprobe häufiger verletzt sind. CLEMENT 1984 und KANNUS 1997 berichten in ihren Untersuchungen, dass Frauen weniger an Achillessehnenbeschwerden leiden (Clement: 8% der Männer und 3% der Frauen; Kannus: 31% der Männer und 16% der Frauen) als Männer.

Überdies wird vermutet, dass ein größeres Gewicht Grundlage von Überlastungsbeschwerden ist (VALLIANT 1981, KUJALA 1986, LYSENS 1989 und KOWAL 1991). PAGLIANO 1980 zeigt in einer Studie an mehr als 1000 verletzten Läufern, dass schwere Läufer häufiger verletzt sind als leichte. Die Körpergröße war einer der Risikofaktor bei einer Studie von KUJALA 1986 und TAIMELA 1990 mit finnischen Rekruten. Demnach hatten größere Rekruten häufiger Kniebeschwerden und Ermüdungsbrüche als kleinere.

Schließlich wird auch noch der Untergrund, auf dem Sport getrieben wird, als möglicher ätiologischer Faktor für die Beschwerdeentstehung gesehen. Glatter bzw. harter Untergrund werden in Analysen von HESS 1973, GROSS 1987, EKSTRAND 1989 und GALLOWAY 1992 als auslösende Ursache für gehäufte Überlastungsbeschwerden in unterschiedlichen Sportarten genannt.

1.2 Zielsetzung und Aufbau der Arbeit

Das wesentliche Ziel des theoretischen Teils dieser Arbeit dient der Aufarbeitung der bisherigen Forschungsschwerpunkte und somit der Frage des Erkennens von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im Sport. In einem ersten Schritt werden deshalb die wesentlichen Untersuchungen zur Pronation und Dämpfung seit Beginn der wissenschaftlichen Erforschung von Sportschuhen (vor ca. 25 Jahren) dargestellt. Dies geschieht in den Kapiteln 2 und 3. In Kapitel 4 werden diese Untersuchungen bezüglich ihrer ursprünglichen (und immer noch aktuellen) Ziele beurteilt, um aufzuzeigen, dass in der Vergangenheit zwar zahlreiche Messgrößen entwickelt, unterschiedliche Schuhdesigns getestet und „Belastungen“ bestimmt wurden, aber dem eigentlichen Zusammenhang zwischen Messgrößen und Beschwerden oder Verletzungen nur unzureichend nachgegangen wurde. Diese Diskussion ist die Grundlage für das Untersuchungsdesign des empirischen zweiten Teils dieser Arbeit.

Im zweiten und empirischen Teil soll im Wesentlichen der Frage nachgegangen

werden, ob es möglich ist, einen Zusammenhang zwischen Messgrößen und Beschwerden bzw. Verletzungen herzustellen. In der Untersuchung wird versucht, den Abrollvorgang bzw. Laufstil von Läufer mit chronischen Achillessehnenbeschwerden – im Vergleich zum Abrollvorgang von beschwerdefreien Läufern – durch biomechanische Messgrößen zu charakterisieren. Dies geschieht mittels „äußerer Messgrößen“, wie z.B. dem Verlauf des Achillessehnenwinkels (Video) und der Ganglinie (Druckmessung). Es wird dann der Annahme nachgegangen, ob durch diese biomechanische Charakterisierung interne Belastungen im Menschen abgeschätzt werden können. Da von prinzipiellem Interesse ist, ob diese Belastungen vom Schuhtyp und/oder vom individuellen Abrollverhalten abhängen bzw. beeinflusst werden, wurden die Messungen barfuß und in zwei unterschiedlichen Laufschuhtypen durchgeführt. Zusätzlich sollen noch anthropometrische und trainingsspezifische Meßgrößen Aufschluß über mögliche Gruppenunterschiede geben. Um chronische Achillessehnenbeschwerden einordnen und verstehen zu können, wird zu Beginn des empirischen Teils (Kapitel 5) kurz auf deren Ätiologie aus medizinischer und biomechanischer Sicht eingegangen. Im weiteren Verlauf der Arbeit (Kapitel 6) wird dann das methodische Vorgehen dieser Arbeit beschrieben. In Kapitel 7 werden die Ergebnisse der Untersuchung dargestellt und anschließend (Kapitel 8) diskutiert. Im abschließenden Kapitel werden offene Fragen und sich daraus ergebende zukünftige Forschungsmöglichkeiten behandelt und besprochen.

2 Die Pronationsbewegung

Das Verhindern einer zu großen Pronationsbewegung ist von Beginn an ein zentrales Thema der Sportschuhforschung gewesen, da angenommen wurde, dass ein größeres Pronationsausmaß zu speziellen Beschwerden oder Verletzungen an der unteren Extremität führt. Die Beschreibung und die Einflussfaktoren der Pronationsbewegung sowie die wichtigsten Untersuchungen werden nun im Folgenden dargestellt.

2.1 Biomechanische Bewegungsmerkmale der Pronationsbewegung

Aus biomechanischer Sicht ist die Pronationsbewegung eine komplexe Bewegung, die sich aus drei parallel verlaufenden Teilbewegungen zusammensetzt: einer Eversionsbewegung des Kalkaneus, einer Abduktion des Fußes und einer Dorsalflexion des Fußes (NIGG 1986). Bis heute wird in Untersuchungen üblicherweise die Abduktion und die Dorsalflexion des Fußes vernachlässigt, da sie nicht (Dorsalflexion) oder nur ungenau (Abduktion) erfasst werden konnten. Somit wurde mit dem Begriff Rückfußbewegungen eigentlich nur die Eversionsbewegung des Kalkaneus gemessen und dann mit der Pronationsbewegung gleichgesetzt. Die gängigste Methode, diese Eversionsbewegung zu messen, wurde von Nigg in den siebziger Jahren eingeführt und wird bis heute in den meisten Untersuchungen verwendet. Sie basiert auf folgenden Messpunkten und Winkeln (siehe Abbildung 1):

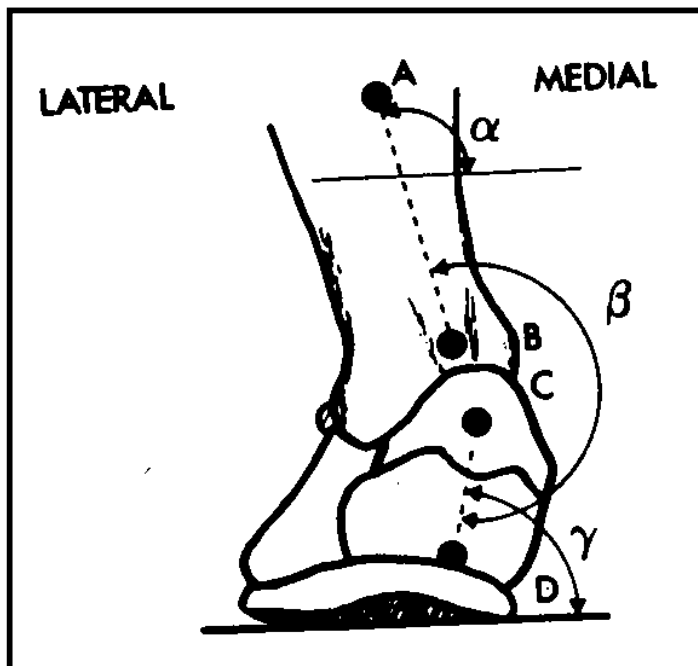


Abb. 1: Markieranbringung an Fuß und Bein sowie Darstellung der zentralen Winkelgrößen (NIGG 1986)

Die Messpunkte (Marker) wurden in der Frontalebene im Stand an folgenden anatomischen „Landmarken“ der Probanden angebracht:

Punkt A: 15cm über dem Marker B im Zentrum des Beines (im Barfuß-Stand)

Punkt B: Auf der Achillessehne direkt oberhalb der Fersenkappe des Schuhs

Punkt C: Zentral (mittig) am oberen Teil der Fersenkappe

Punkt D: Zentral (mittig) am unteren Teil der Fersenkappe

Mit ihnen lassen sich folgende drei Winkel definieren (siehe Abbildung 1):

a) Unterschenkelwinkel α

Definiert ist der Unterschenkelwinkel als Winkel (medial) zwischen der Geraden AB und der Horizontalen. Durch den Winkel α bekommt man Informationen über die Bewegungen des Unterschenkels, speziell der Tibia. Da mit der Pronationsbewegung immer eine Innenrotation der Tibia einhergeht, kann dieser Winkel hilfreich sein bei der Bestimmung des Rotationsausmaßes. Eine größere Innenrotation wird häufig mit Beschwerden oder Verletzungen im Kniebereich in Verbindung gebracht (CLARKE 1984, TAUNTON 1985, NIGG 1987a & 1992a,b,c).

b) Achillessehnenwinkel β

Der Achillessehnenwinkel ist der medial liegende Winkel definiert durch die Geraden AB und CD.

Mit Hilfe des Achillessehnenwinkels β sollen Angaben über die relative Bewegung zwischen dem Kalkaneus und dem Unterschenkel gemacht werden. Ein großer Winkel β wird oft mit Beschwerden und Verletzungen an der unteren Extremität (Kniebereich, Achillessehne, Tibiakante, Plantarfaszie) in Verbindung gebracht (CLARKE 1984, TAUNTON 1985, NIGG 1987a & 1992a,b,c).

c) Rückfußwinkel γ

Definiert ist der Rückfußwinkel γ als der medial liegende Winkel zwischen der Geraden CD und der Horizontalen. Inhaltlich werden aus dem Rückfußwinkel γ Informationen über den Schuh gezogen, d.h. ein kleiner Winkel γ zeigt, dass der Schuh seine Stabilitätsfunktion im Rückfußbereich nicht mehr wahrnehmen kann. Diverse Beschwerden und Verletzungen (Kniebereich, Achillessehne, Tibiakante, Plantarfaszie) werden mit einem kleinen Rückfußwinkel in Verbindung gebracht (CLARKE 1984, TAUNTON 1985, NIGG 1987a & 1992a,b,c).

In der Sportschuhforschung werden bestimmte Abrollsituationen als bedeutsam erachtet: die Auftreffsituation der Ferse (touch-down), die Stützsituation bei vollem Fußaufsatz (stance) und die Abdrucksituation bei abgehobener Ferse (push-off).

Die oben genannten zentralen Meßgrößen α , β und γ sind keine einzelnen Festgrößen. Sie verändern sich während des Abrollvorgangs (siehe Abbildung 2). In jeder dieser Abrollphasen haben sie bestimmte Ausprägungsgrade. Darüber hinaus werden aus ihnen weitere Größen (Winkel) bzw. Ausprägungen (Geschwindigkeiten) abgeleitet. Die folgende Zusammenstellung informiert über die Messgrößen, die auf Definitionen von NIGG zurückgehen und in den Untersuchungen zur Pronation überwiegend verwendet werden.

Messgrößen in der Auftreffsituation (touch-down)

a) Achillessehnenwinkel β

Initialer Achillessehnenwinkel β_0

Der initiale Achillessehnenwinkel ist der AS-Winkel direkt vor dem ersten Bodenkontakt. Er allein wird nicht interpretiert, jedoch zur Berechnung mehrerer anderer Winkel ($\Delta\beta_{10}$, $\Delta\beta_{pro}$) benötigt.

Initial-Pronation $\Delta\beta_{10}$

Mit der Initial Pronation wird die Achillessehnenwinkelveränderung während der ersten 1/10 Sekunde des Abrollvorgangs bezeichnet. Es wird angenommen, dass während dieses ersten Zehntels der Mensch willentlich keine muskuläre Spannungsänderung herbeiführen kann („Reizleitungshemmung“), so dass dem Schuh in dieser Phase eine besondere Bedeutung zugemessen wird. Eine große initiale Pronation wird mit den bereits erwähnten Beschwerden und Verletzungen an der unteren Extremität (Achillessehne, Kniebereich, Plantarfaszie) in Verbindung gebracht.

Initiale Pronationsgeschwindigkeit β_{10}

Unter der initialen Pronationsgeschwindigkeit bezeichnet man die durchschnittliche Geschwindigkeit des Achillessehnenwinkels während des ersten Zehntels der Gesamtbewegung. Es wird angenommen, dass eine große initiale Pronationsgeschwindigkeit ebenfalls zu Beschwerden und Verletzungen an Achillessehne, Knie und Plantarfaszie führen kann.

b) Rückfußwinkel γ Initialer Rückfußwinkel γ_0

Unter dem initialen Rückfußwinkel versteht man den Winkel, der direkt vor dem ersten Bodenkontakt gemessen wird (Barfuß oder am Schuh). Ein kleiner initialer Rückfußwinkel wird mit Beschwerden und Verletzungen an der Achillessehne, im Kniebereich und an der Plantarfaszie in Verbindung gebracht. Er allein wird nicht interpretiert, jedoch zur Berechnung mehrerer anderer Winkel ($\Delta\gamma_{10}$, $\Delta\gamma_{\text{pro}}$) benötigt.

Initiale Veränderung des Rückfußwinkels $\Delta\gamma_{10}$

Unter der initialen Veränderung des Rückfußwinkels versteht man die Änderung des Rückfußwinkels während des ersten Zehntels der Gesamtbewegung. Wie bereits bei $\Delta\beta_{10}$ beschrieben, wird angenommen, dass während dieses ersten Zehntels der Mensch willentlich keine muskuläre Spannungsänderung herbeiführen kann („Reizleitungshemmung“), so dass dem Schuh in dieser Phase eine besondere Bedeutung zugemessen wird. Eine große Veränderung wird ebenfalls mit den bereits genannten Beschwerden und Verletzungen in Verbindung gebracht.

Initiale Rückfuß-Geschwindigkeit γ_{10}

Unter der initialen Rückfußgeschwindigkeit versteht man die durchschnittliche Winkelgeschwindigkeit des Rückfußes während des ersten Zehntels der Gesamtbewegung. Es wird angenommen, dass eine große Geschwindigkeit bestimmte Verletzungen fördert.

Messgrößen in der Stützsituation (stance phase)a) Achillessehnenwinkel β Maximaler Achillessehnenwinkel β_{pro}

Der maximale Achillessehnenwinkel wird zum Zeitpunkt der maximalen Pronation gemessen. Ein großer maximaler Achillessehnenwinkel wird mit den bereits erwähnten Beschwerden und Verletzungen der unteren Extremität in Verbindung gebracht. Überdies wird β_{pro} zur Berechnung von $\Delta\beta_{\text{pro}}$ gebraucht.

Total-Pronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$

Die Total Pronation bezeichnet die Achillessehnenwinkelveränderung während der Pronationsbewegung des Abrollvorgangs ($\beta_{\text{pro}} - \beta_0$). Die Total-Pronation liefert exaktere Aussagen über das Ausmaß der Pronationsbewegung als β_{pro} , da sie den indivi-

duellen Ausgangswert β_0 einbezieht. Mit einer großen Total-Pronation werden ebenfalls Beschwerden und Verletzungen der unteren Extremität (Achillessehne, Kniebereich, Plantarfaszie) in Verbindung gebracht.

b) Rückfußwinkel γ

Rückfußwinkel γ_{pro}

Der Rückfußwinkel beschreibt die Stellung des Rückfußes zum Boden zum Zeitpunkt der maximalen Pronation. In der oben genannten Literatur wird spekuliert, dass bestimmte Beschwerden und Verletzungen (z.B. Achillodynie, Kniebeschwerden, Plantarfasziitis) mit einem kleinen minimalen Rückfußwinkel korrelieren.

Total Pronation des Rückfußwinkels $\Delta\gamma_{\text{pro}}$

Dieser Winkel stellt die Gesamtveränderung des Rückfußwinkels während der gesamten Pronationsbewegung des Abrollvorgangs dar ($\gamma_{\text{pro}} - \gamma_0$). Es wird angenommen, dass eine große Gesamtveränderung zu den bereits erwähnten Beschwerden und Verletzungen führen kann.

Messgrößen in der Abdrucksituation (push-off)

Abstoßwinkel der Achillessehne β_{end}

Der Abstoßwinkel der Achillessehne wird 1/10 vor Beendigung der Gesamtbewegung gemessen. Ein großer Abstoßwinkel in Supinationsrichtung wird überwiegend mit Achillessehnenproblemen in Verbindung gebracht (SEGESESSER 1995).

Typische Zeit-Verläufe des Achillessehnenwinkels β (oben) und des Rückfußwinkels γ (unten) zeigt die folgende Abbildung 2:

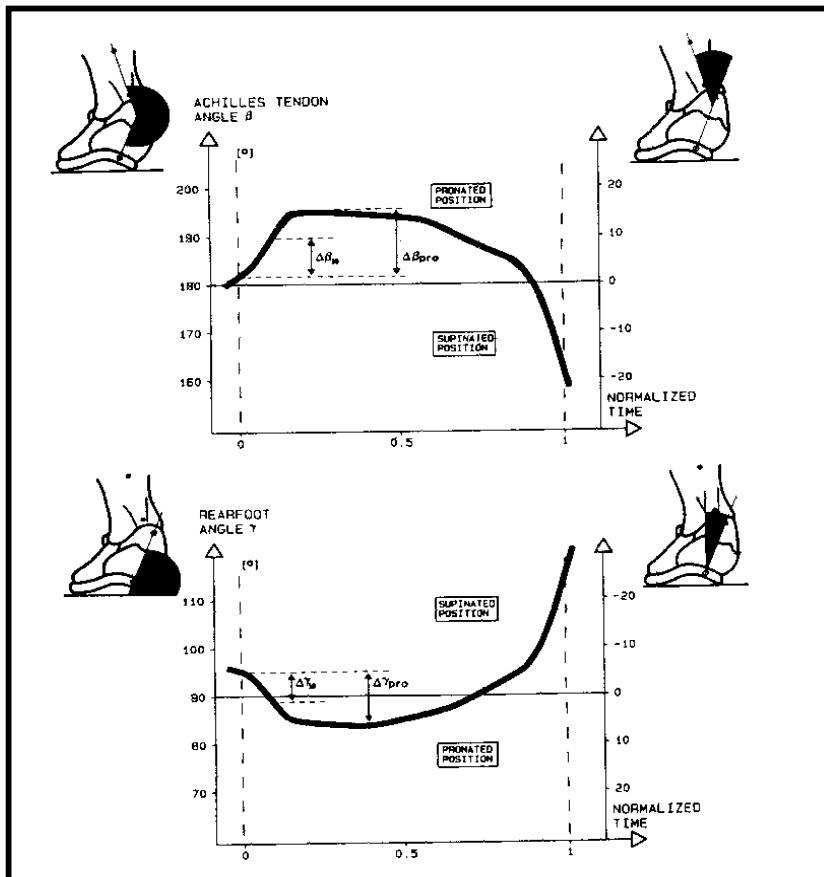


Abb. 2: Zeitnormalisierter Verlauf des Achillessehnenwinkels β (oben) und des Rückfußwinkels γ (unten) während einem Bodenkontakt beim Laufen (NIGG 1986)

Zusätzlich zu den Ausprägungsgraden werden jeweils noch deren Zeitpunkte bestimmt, so dass Angaben über das zeitliche Auftreten der oben beschriebenen Messgrößen der Pronationsbewegung, während des Abrollvorgangs, möglich werden. Im Gegensatz zum Achillessehnenwinkel β und dem Rückfußwinkel γ wurden aus dem Unterschenkelwinkel α keine weiteren Messgrößen abgeleitet, da nur die Fuß- und nicht die Unterschenkelbewegung zur Beschreibung der Pronationsbewegung für wichtig erachtet wurde.

2.2 Einflussfaktoren der Pronation

Die Pronationskontrolle bzw. Reduktion der Pronation durch Schuhveränderungen stand im Mittelpunkt verschiedener Publikationen der letzten 30 Jahre (siehe Tabellen 3, 4 und 5). Schwierig gestaltet sich allerdings aus methodischer Sicht eine Klassifizierung dieser Veröffentlichungen, so dass eine Einteilung entsteht mit deren

Hilft man eine Bewertung des Themas vornehmen kann. STACOFF & KÄLIN 1983 teilen die Faktoren, die bei Untersuchungen zur Pronation beim Laufen benutzt werden, in drei Gruppen ein: in schuhmechanische, biomechanische und biomedizinische Faktoren. Die schuh- und biomechanischen Untersuchungen befassen sich dabei mit einer ausschließlich mechanischen Betrachtung (Einfluss des Schuhdesigns sowie des Gang- und Laufstils, der Gang- bzw. Laufgeschwindigkeit und der Fußform) der Pronationsbewegung, die biomedizinischen Untersuchungen dagegen mit dem neuromuskulären Einfluss (Einfluss der Muskelkraft bzw. der Ermüdung). Sämtliche Faktoren werden weiter unterteilt, so dass letztendlich ein ausdifferenziertes Schema entsteht, das als Grundlage zur Einteilung und Ordnung der Untersuchungen zur Pronation dient.

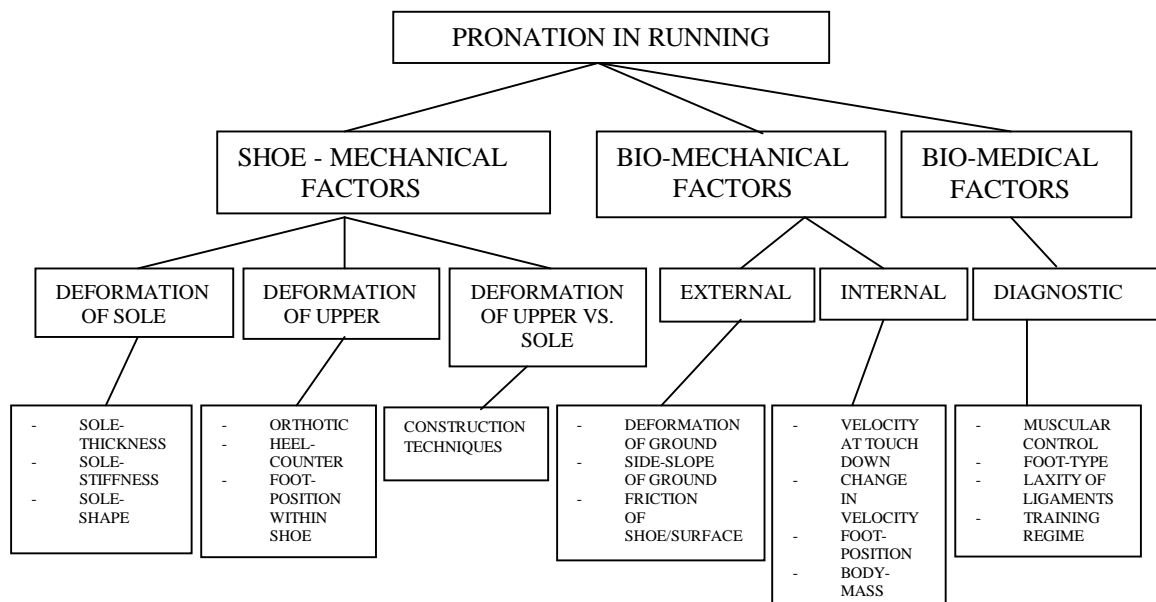


Abb. 3: Gesichtspunkte für die Untersuchungen zur Pronation (STACOFF & KÄLIN 1983)

Im kommenden Kapitel sollen nun die wichtigsten Untersuchungen mit Hilfe dieser Einteilung von STACOFF & KÄLIN (1983) dargestellt und analysiert werden. Aufgrund der großen Anzahl von Veröffentlichungen in diesem Bereich werden nur die Untersuchungen dargestellt, die später in der Sportschuhentwicklung umgesetzt wurden oder die eine neue Richtung bzw. neue Inhalte in der Schuhforschung zuerst oder am umfassendsten thematisierten. Die Reihenfolge der dargestellten Untersuchungen richtet sich nach dem Jahr der Veröffentlichung, so dass auch eine zeitliche Entwicklung nachvollzogen werden kann. Alle übrigen Artikel thematisieren vergleichbare

oder identische Inhalte bzw. verwenden andere Ausgangsbedingungen (Schuhtypen, Geschwindigkeiten ...), weshalb sie am Schluß der einzelnen Kapitel tabellarisch zusammengefaßt werden, so dass anhand der Kurzbeschreibungen schnell zusätzliche Informationen über ein Thema eingeholt werden können.

2.3 Untersuchungen zur Pronation

2.3.1 „Schuhmechanische“ Faktoren

a) Deformation der Sohle

Eine Möglichkeit, wie „schuhmechanische“ Faktoren zur Beeinflussung der Pronationsbewegung bzw. von Rückfußbewegungen beitragen, zeigen CLARKE, FREDERICK und HAMILL in ihrer Untersuchung 1984. In ihrer Studie variierten sie systematisch die Schuhdesign-Parameter Zwischensohlenhärte (weich = shore 25, medium = shore 35 und hart = shore 45), Fersenhöhe relativ zum Vorfuß (10mm Zwischensohle, keine weitere Fersenerhöhung, 10mm Zwischensohle und weitere 10mm Fersenerhöhung, 10mm Zwischensohle und weitere 20mm Fersenerhöhung, 20mm Zwischensohle und weitere 10mm Fersenerhöhung) sowie die Absatzabschrägung („heel flare“ von 0°, 15° und 30°). Ziel war zu überprüfen, ob die Pronationsbewegung durch Variationen dieser Messgrößen beeinflusst werden kann.

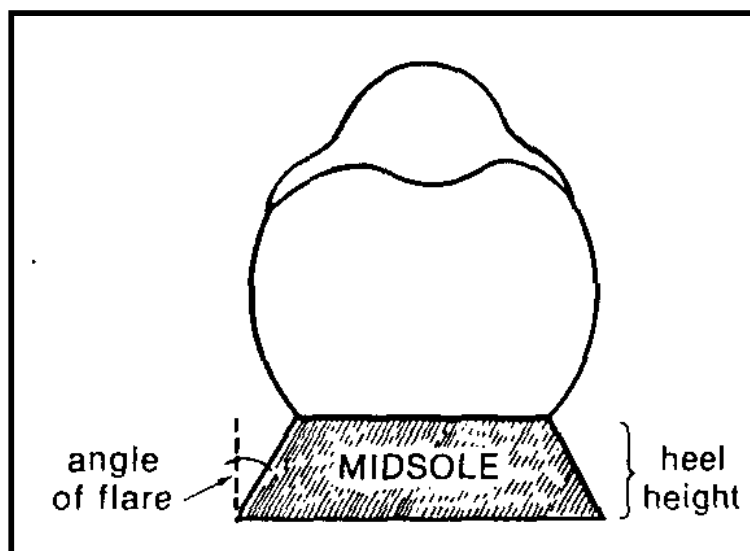


Abb. 4: Schematische Darstellung der Berechnung der Absatzabschrägung und der Fersenhöhe (CLARKE 1984)

Aus den Ergebnissen ergab sich, dass Schuhe mit weicher Zwischensohle (kleiner shore 35) signifikant mehr Maximalpronation und Totalpronation als härtere Zwischensohlen zeigen. Schuhe mit weniger Absatzschräge erlauben mehr Maximalpronation und Totalpronation. Die Fersenhöhe hat auf das Ausmaß der Pronation keinen Einfluss.

NIGG 1986 beschäftigte sich mit weiteren Möglichkeiten, über das Schuh-Design die Pronation zu beeinflussen, indem er ebenfalls die Zwischensohlenhärte variierte (shore 25, 35 und 45) und die Testpersonen bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten (3, 4, 5 und 6 m/s) auf dem Laufband belastete. Folgende Parameter wurden aufgenommen und anschließend analysiert: Initialpronation $\Delta\beta_{10}$, initiale Winkelgeschwindigkeit $\dot{\beta}_{10}$ und Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$. Ziel der Untersuchung war zu klären, ob durch die Härte der Zwischensohle bzw. durch die Geschwindigkeit die Pronationsbewegung beeinflusst werden kann. Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl die Initialpronation $\Delta\beta_{10}$ als auch die initiale Winkelgeschwindigkeit $\dot{\beta}_{10}$ mit zunehmender Laufgeschwindigkeit und mit zunehmender Zwischensohlenhärte größer werden (siehe Abbildung 5).

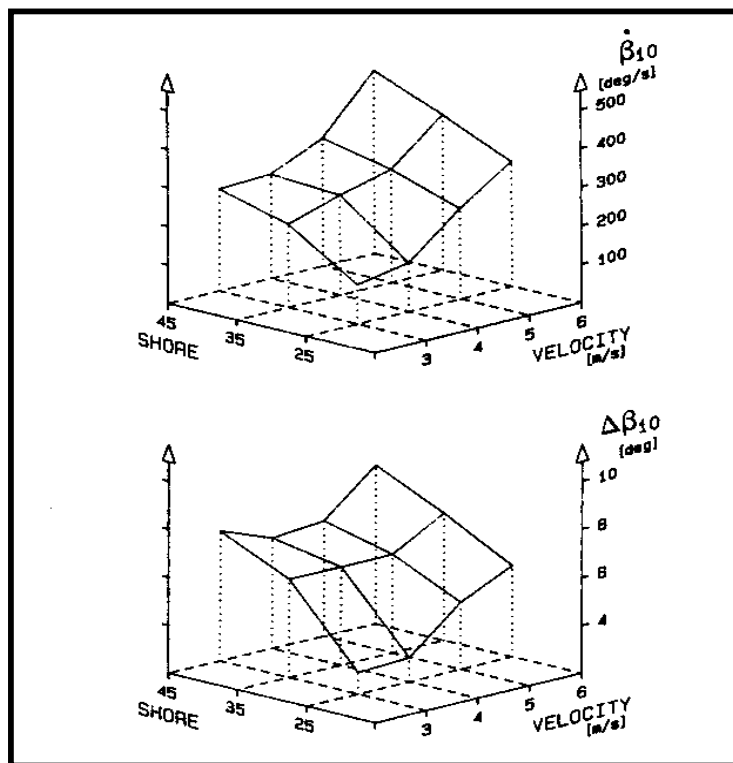


Abb. 5: Einfluss der Laufgeschwindigkeit und der Zwischensohlenhärte auf die Initialpronation $\Delta\beta_{10}$ und die Winkelgeschwindigkeit $\dot{\beta}_{10}$ (NIGG 1986)

Weiterhin zeigen die Ergebnisse, dass die Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ mit zunehmender Geschwindigkeit ebenfalls größer wird, wohingegen sie nur zwischen 25 und 35 shore für alle Laufgeschwindigkeiten zunimmt. Im Übergang von 35 auf 45 shore ändert sich $\Delta\beta_{\text{pro}}$ bei niedriger Geschwindigkeit nicht, bei höherer Geschwindigkeit wird $\Delta\beta_{\text{pro}}$ sogar kleiner (siehe Abbildung 6).

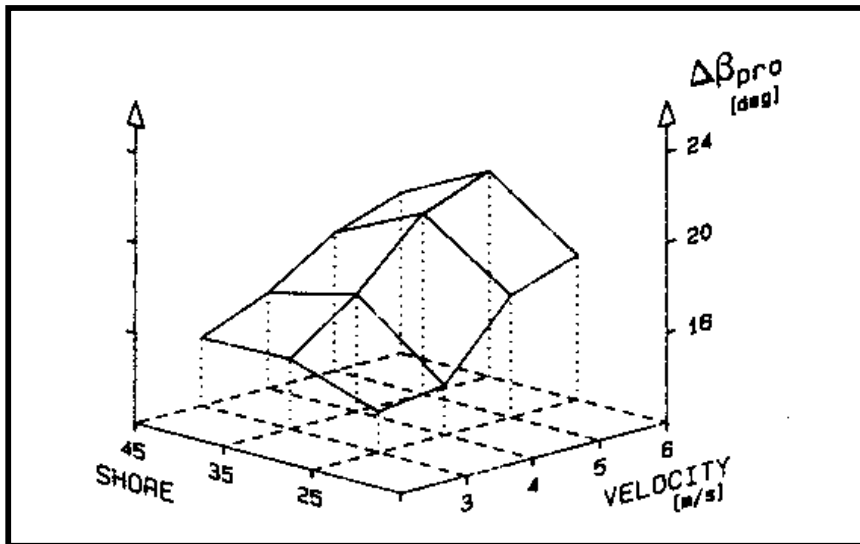


Abb. 6: Der Einfluss der Laufgeschwindigkeit und der Zwischensohlenhärte auf die Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ (NIGG 1986)

Die Ergebnisse dieser Studie haben dazu geführt, dass bis heute Laufschuhe auf der lateralen Seite des Rückfußes, auf der meistens der erste Bodenkontakt stattfindet, weicher sind als medial (siehe Abbildung 7), mit dem Ziel einer Reduktion der Hebelkräfte in Pronationsrichtung.

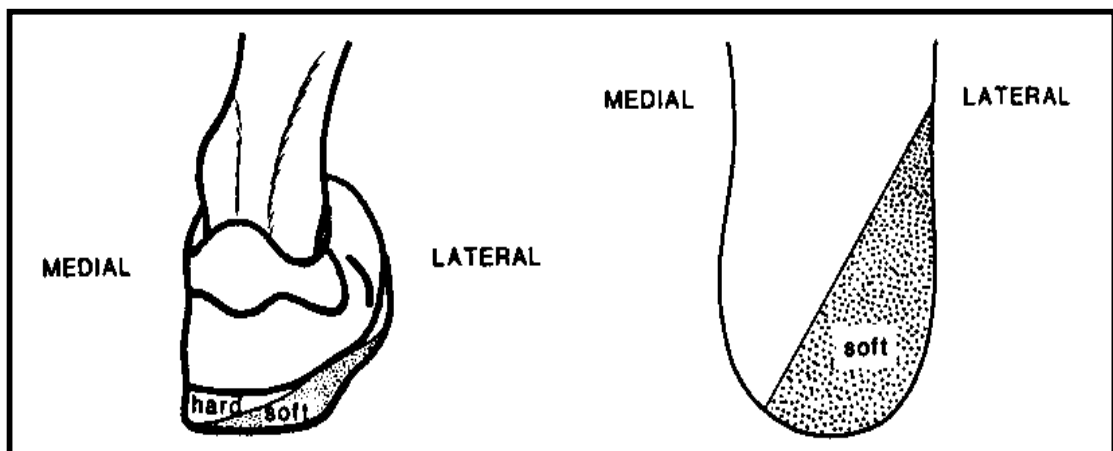


Abb. 7: Lösungsmöglichkeiten im Schuhbau zur Reduktion der Pronationsbewegung (NIGG 1986)

LÜTHI et al. 1986 untersuchten die Abhängigkeit von Rückfußbewegungen und Schuhtyp während Seitwärtsbewegungen im Tennis. Zu diesem Zweck entwarfen sie zwei Typen von Tennisschuhen. Typ 1 war ein weicher, flexibler und komfortabler Schuh. Typ 2 hingegen hatte eine steife Gummiaußensohle und war insgesamt wesentlich härter und steifer als Schuh 1. Gemessen wurden u.a. der initiale Achillessehnenwinkel β_{10} zu Beginn der Bewegung, der maximale Achillessehnenwinkel β_{pro} während der Inversionsbewegung, der relative Verlauf des Achillessehnenwinkels $\Delta\beta_{\text{pro}}$ während der Inversionsbewegung sowie die vertikale und horizontale Geschwindigkeit beim Auftreffen (siehe Abbildung 8).

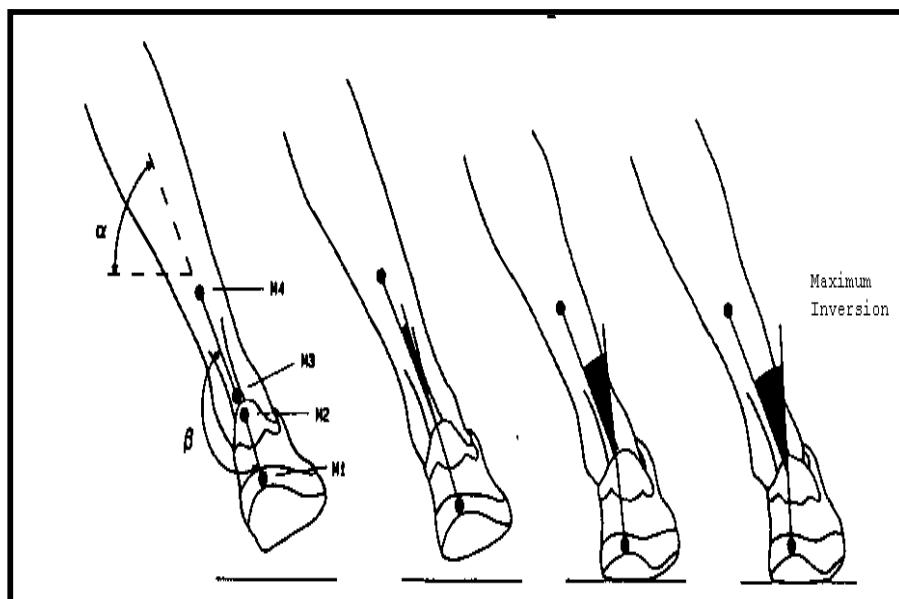


Abb. 8: Rückfußbelastung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis (LÜTHI 1986)

Ziel der Untersuchung war zu sehen, ob das Ausmaß der Inversionsbewegung bei einer Seitwärtsbewegung durch den Schuhaufbau beeinflussbar ist. Wie aus den Ergebnissen ersichtlich ist, bewirkte der weiche flexible Schuh eine signifikant größere Inversionsbewegung des Fußes über den Verlauf des Bodenkontaktes im Vergleich zum Schuhtyp 2 (siehe Abbildung 9).

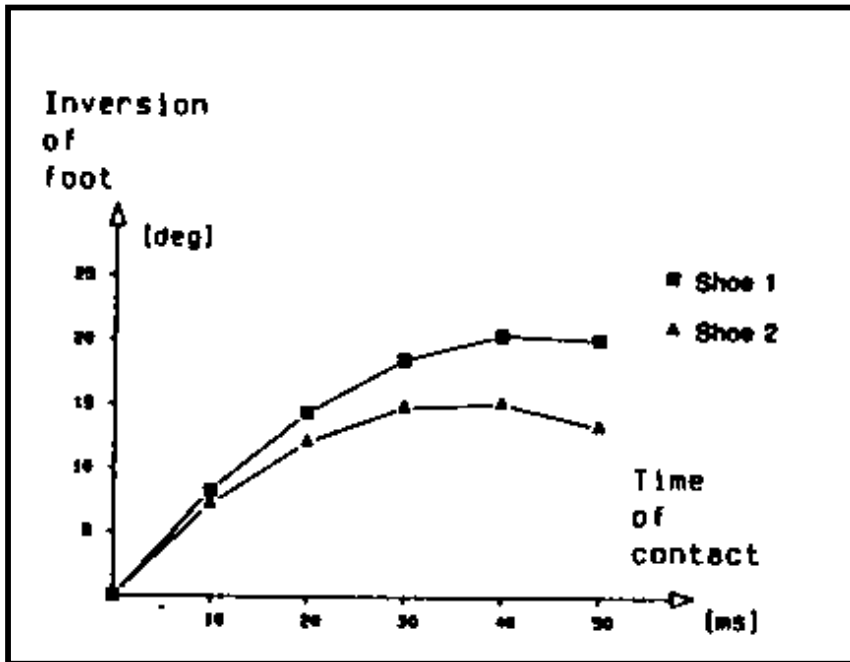


Abb. 9: Ausmaß der Inversionsbewegung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis bei einem weichen (Schuh 1) und einem harten (Schuh 2) Schuh (LÜTHI 1986)

Weiterhin ist aus der folgenden Abbildung ersichtlich, dass die Tennisspieler mit beiden Schuhen Beschwerden hatten, d.h. sowohl eine größere als auch eine verringerte Inversionsbewegung führten zu Problemen (siehe Abbildung 10).

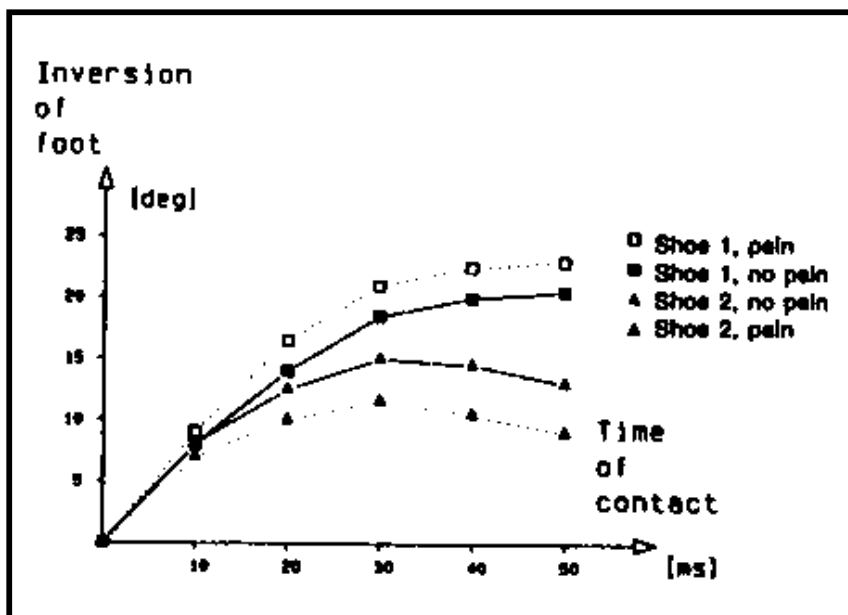


Abb. 10: Ausmaß der Inversionsbewegung bei einer Seitwärtsbewegung im Tennis zwischen den Gruppen mit und ohne Beschwerden (LÜTHI 1986)

VAN WOENSEL und CAVANAGH 1992 untersuchten die Abhängigkeit von Fußstellung (varus bzw. valgus) und Rückfußbewegung. Um diese Untersuchung durchführen zu können, entwarfen sie drei Paar Laufschuhe (ein neutrales Paar, einen „Varusschuh“ und einen „Valgusschuh“), in denen die Probanden auf dem Laufband untersucht wurden (siehe Abbildung 11).

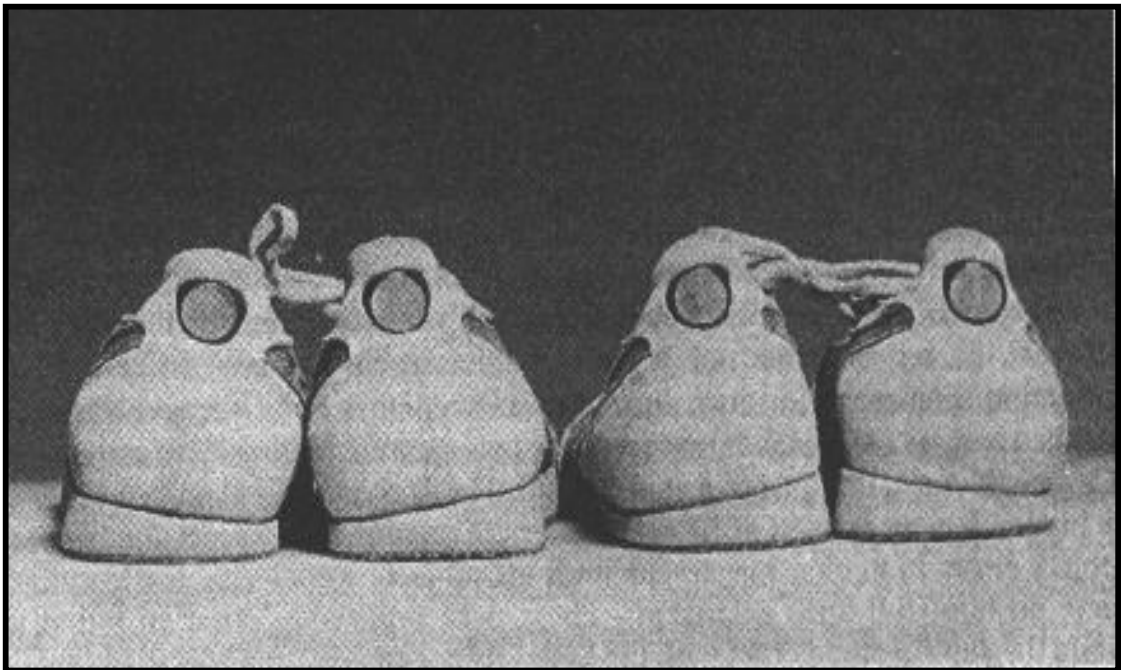


Abb. 11: Darstellung der „Varusschuhe“ (rechts) und „Valgusschuhe“ (links) der Untersuchung von VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992

Folgende Parameter wurden aufgenommen und analysiert: Maximale Pronation β_{pro} , Zeit bis zur maximalen Pronation, maximale Pronationsgeschwindigkeit β_{pro} und Zeit bis zur maximalen Pronationsgeschwindigkeit. Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob die Fußform das Ausmaß der Pronationsbewegung beeinflussen kann. Wie die Ergebnisse in den Abbildungen 12 und 13 zeigen, unterscheiden sich die untersuchten Messgrößen deutlich bei den drei Schuhen, d.h. die maximale Pronation bzw. die Pronationsgeschwindigkeit sind beim „Valgusschuh“ am größten und beim „Varusschuh“ am kleinsten.

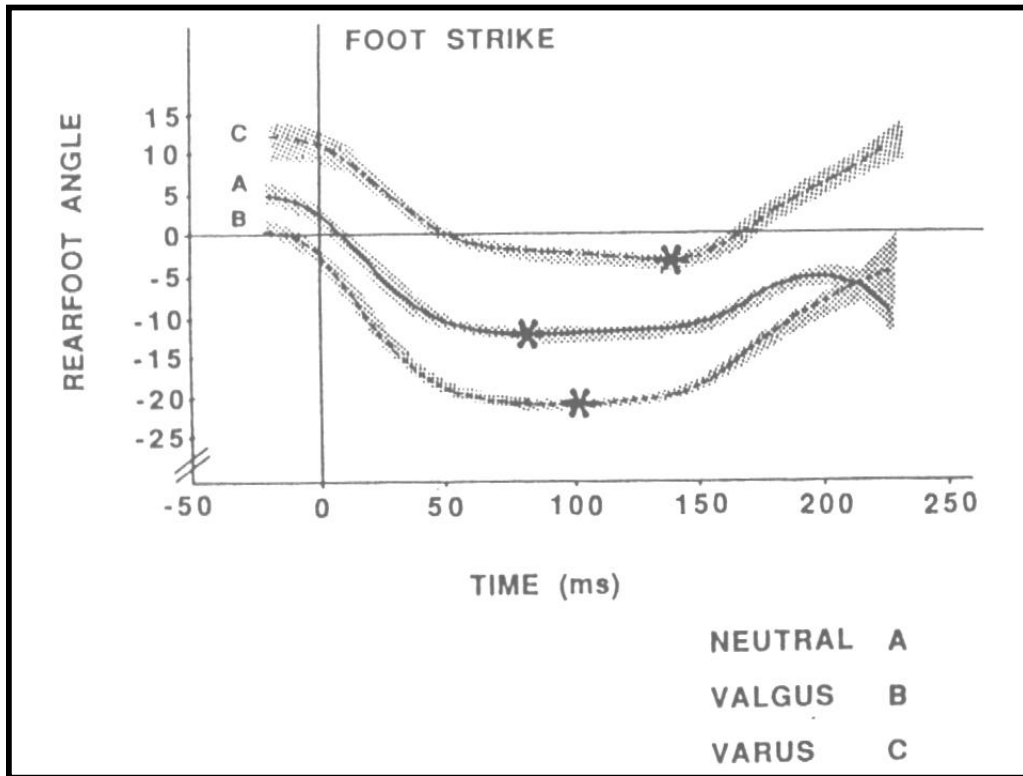


Abb. 12: Verlauf des Rückfußwinkels bei unterschiedlichen Schuhtypen (VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992)

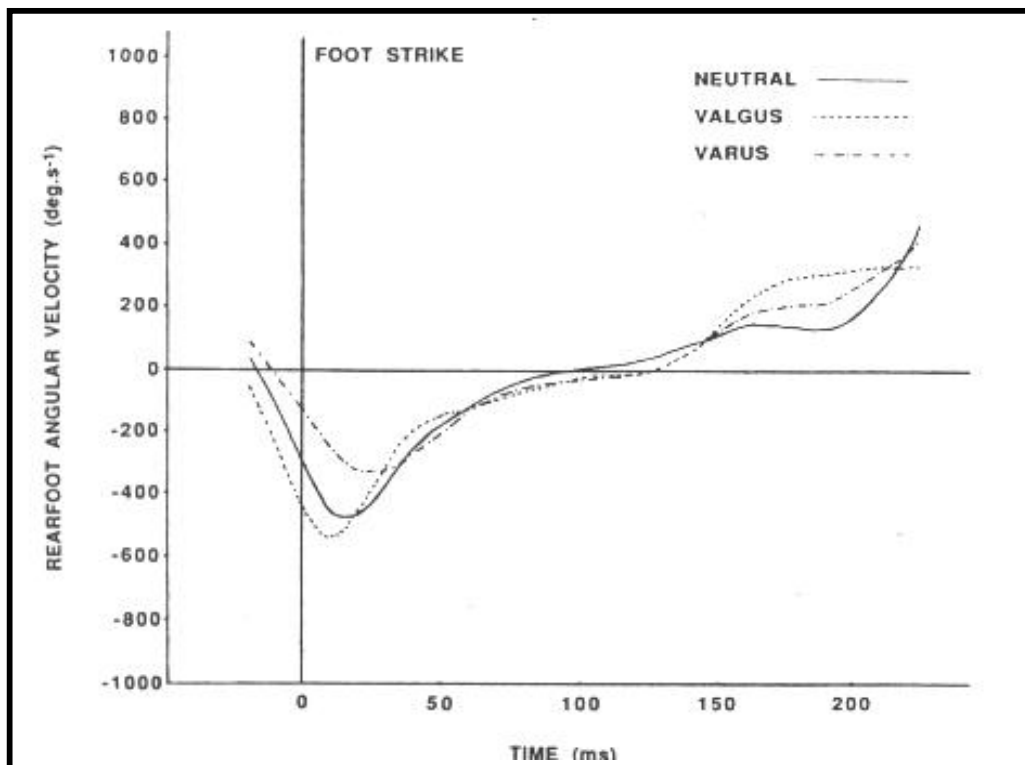


Abb. 13: Verlauf der Geschwindigkeit der Pronationsbewegung des Rückfußes bei unterschiedlichen Schuhtypen (VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992)

Außer den Untersuchungen zu Änderungen im Sohlenbereich gab es auch Analysen, die sich mit dem Einfluss der Variation des Obermaterials auf die Pronation beschäftigten. Diese werden im Folgenden behandelt.

b) Deformation des Obermaterials

FERRANDIS und Mitarbeiter 1994 beschäftigen sich mit dem Einfluss der Pronationskontrolle durch systematische Variation des Obermaterials. Insgesamt wurden 5 Prototypen entworfen: Prototyp 1 war ein neutraler Schuh, Prototyp 2 bekam eine zusätzliche externe Fersenkappe, Prototyp 3 hatte ebenfalls eine Fersenkappe und zusätzlich noch eine vertikale Verstrebung unter dem Innenknöchel. Prototyp 4 unterschied sich durch ein zusätzliches Schnürsystem im Mittelfuß. Prototyp 5 schließlich variierte durch ein zusätzliches Schnürsystem im Vorfußbereich (siehe Abbildung 14). Im Bereich der Zwischen- und Außensohle waren alle fünf Prototypen gleich.

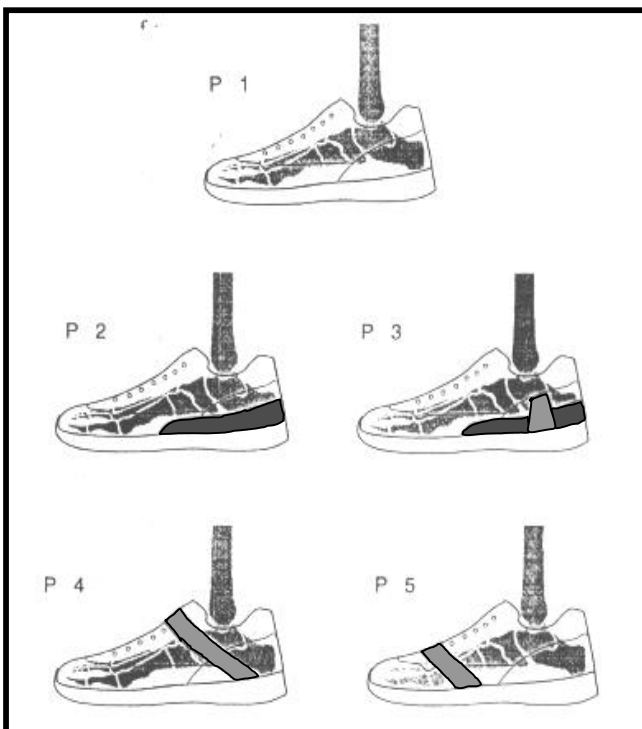


Abb. 14: 5 Prototypen, die im Obermaterial durch externe Stabilisatoren variiert wurden (FERRANDIS 1994)

Folgende Messgrößen wurden in der Frontalebene mittels Videoanalyse mit 85 Hz ermittelt: Initialpronation (INREAR), Totalpronation (TOTALREAR) und Maximalpronation (MAXREAR) des jeweiligen Achillessehnenwinkels. Ziel der Untersu-

chung war zu überprüfen, ob die Pronationsbewegung durch externe Stabilisatoren am Obermaterial zu beeinflussen ist. Die Ergebnisse zeigen, dass Prototyp 3 die Rückfußbewegungen im Vergleich zum neutralen Prototyp 1 signifikant einschränkt. Alle anderen Prototypen unterscheiden sich nicht bezüglich ihrer Rückfußkontrolle vom neutralen Prototyp 1 (siehe Tabelle 2).

Tab. 2: Initialpronation β_{10} (INREAR), Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ (TOTALREAR) und Maximalpronation β_{pro} (MAXREAR) bei unterschiedlichen Prototypen (nach FERRANDIS 1994)

Prototyp		INREAR	TOTALREAR ^a	MAXREAR
P1	M	16.9	23.0	278.2
	SE	0.9	1.1	0.8
P2	M	16.8	22.1	276.6
	SE	1.0	1.2	0.5
P3	M	16.4	20.6	275.7
	SE	0.8	1.0	0.6
P4	M	17.0	22.3	276.6
	SE	0.8	0.9	0.6
P5	M	16.2	21.5	277.9
	SE	0.7	0.9	0.5

^a $p < .05$ for P1 versus P3.

Ebenfalls mit der systematischen Änderung von Obermaterialien, im Besonderen mit der Festigkeit der Fersenkappe, beschäftigten sich VAN GHELUWE und Mitarbeiter 1995. Sie untersuchten den Einfluss von unterschiedlich steifen Fersenkappen auf die Rückfußbewegung. Untersucht wurden in der Frontalebene das Ausmaß der Kalkaneus Eversion – Inversion (EICF) und Fersenkappen Eversion – Inversion (EISF), jeweils absolut und relativ. Die Winkel wurden im Vergleich zur sonstigen Definition (Fersenbein – Achillessehne) neu definiert (siehe Abbildung 15).

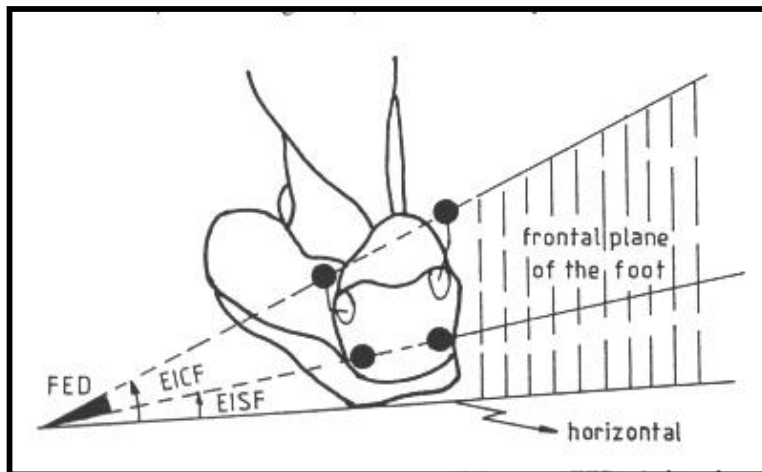


Abb. 15: Definition der Rückfußwinkel (VAN GHELUWE 1995)

Die Filmaufnahmen wurden mit 60 Hz bzw. mit 200 Hz bei einer Laufbewegung bei standardisierter Geschwindigkeit auf dem Laufband aufgenommen. Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob die Härte von externen Stabilisatoren Einfluss hat auf die Größe der Pronationsbewegung. Die Autoren schließen aus den Ergebnissen, dass der Fuß im Schuh mit der steifsten Fersenkappe während der initialen Phase des Bodenkontakts zwar etwas besser stützt als die anderen Schuhe, er jedoch die Eversion des Kalkaneus bzw. die Geschwindigkeit der Eversionsbewegung nicht besser einschränken kann als Schuhe mit einer weicheren Fersenkappe (siehe Abbildung 16).

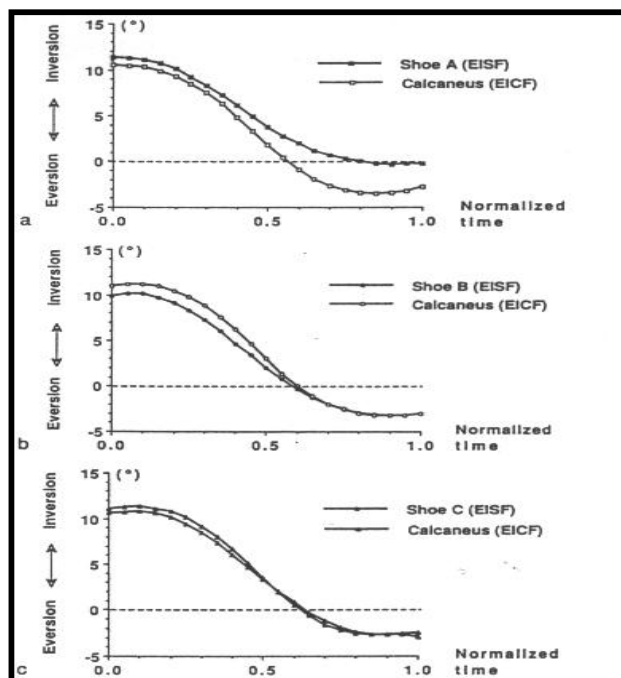


Abb. 16: Eversion des Kalkaneus und der Fersenkappe bei drei Schuhtypen (Schuh A = steif, Schuh B = mittel steif, Schuh C = weich) in der Frontalebene (VAN GHELUWE 1995).

Die letzte Untergruppe der „schuhmechanischen“ Studien befasst sich mit der Kombination der in a) und b) beschriebenen Untersuchungen und deren Einfluss auf die Rückfußbewegung haben.

c) Deformation des Obermaterials vs. der Sohle

Eine Fragestellung, der NIGG 1986 nachging, beschäftigte sich damit, ob eine mediale Gewölbstütze (mediale Stütze) die Pronationsbewegung einschränken kann und wenn ja, wo dann die Stütze angebracht werden muß. Zu diesem Zweck wurden fünf identische Joggingsschuhe dahingehend verändert, dass mediale Stützen an unterschiedlichen Stellen angebracht wurden. Schuh 1 hatte keine mediale Stütze, wohingegen die mediale Stütze bei den Schuhen 2-5 systematisch von vorne (Schuh 2) nach hinten (Schuh 5) verschoben wurde (siehe Abbildung 17). Darüber hinaus wurden keine weiteren Variablen verändert.

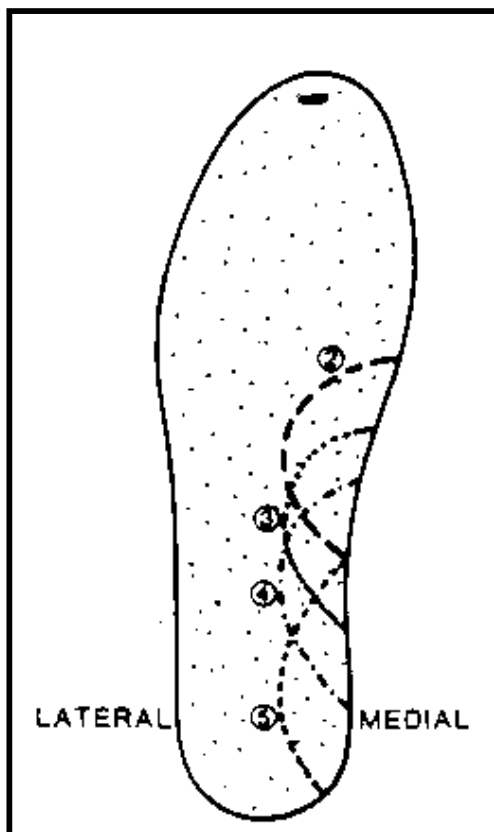


Abb. 17: Platzierung der medialen Stützen bei den Testschuhen (NIGG 1986)

Folgende Variablen wurden analysiert und anschließend diskutiert: Initiale Veränderung der Rückfußwinkels $\Delta\gamma_{10}$ und des Achillessehnenwinkels $\Delta\beta_{10}$ sowie die Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$.

Die Autoren interpretieren die Ergebnisse dahingehend, dass eine mediale Stütze sowohl die Initialpronation des Rückfußes (Verringerung) als auch den Verlauf des Achillessehnenwinkels beeinflussen kann, wobei mediale Stützen, die zu weit vorne platziert wurden (Richtung Vorfuß) wesentlich weniger Effekt bei der Verringerung der Initialpronation zeigten, als weiter hinten platzierte. Weiterhin schlossen die Verfasser, dass mediale Stützen die Totalpronation nicht bzw. nur minimal reduzieren können (siehe Abbildung 18).

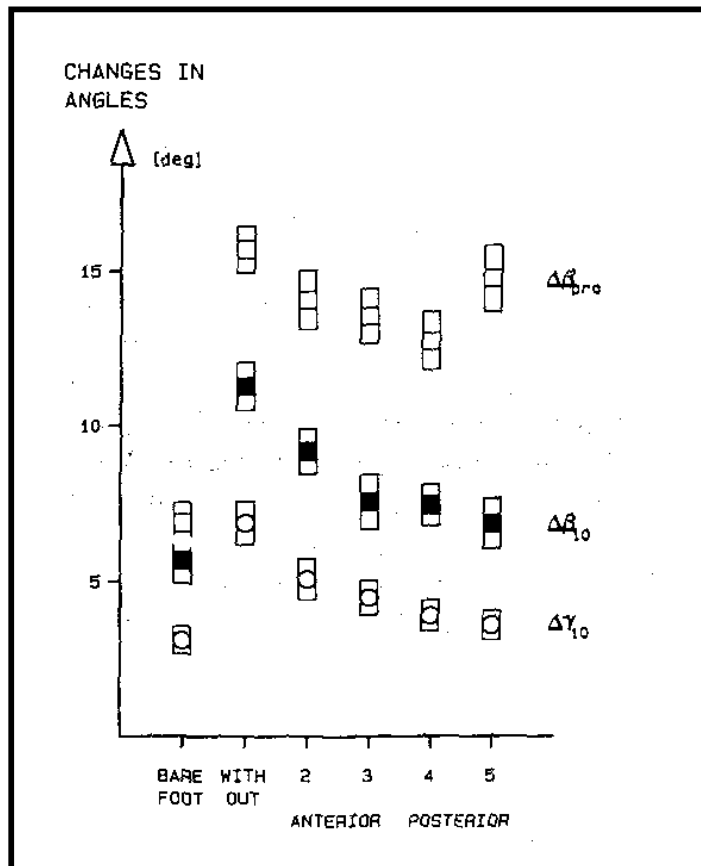


Abb. 18: Ausmaß der Pronation beim Barfußlaufen und Laufen mit Schuhen, bei denen die medialen Stützen systematisch im Ort variiert wurden (NIGG 1986)

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren in Kurzform dargestellt, die ähnliche oder gleiche Inhalte (aber andere Ausgangsbedingungen) thematisieren. Die Tabelle enthält Studien aller drei Untergruppen und gibt einen Überblick über weitere Untersuchungen aus den unterschiedlichen Bereichen.

Im Anschluss daran werden die Untersuchungen zu den „biomechanischen“ Faktoren vorgestellt, also Untersuchungen, die sich im Wesentlichen mit dem mechanischen Einfluss des Laufstils, der Laufgeschwindigkeit sowie der Fußform und deren Zusammenhänge zum Ausmaß der Pronation beschäftigen.

Tab. 3: Weiterführende Literatur zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren

Name	Jahr	Thema
Nigg, B.M. et al.	1977	Einfluss von Einlagen auf das Gangbild bzw. auf Rückfußbewegungen
Cavanagh, P.R. et al.	1978	Einfluss von Einlagen auf Rückfußkontrolle
Bates, B. et al.	1978	Einfluss von Schuhen auf Rückfußparameter
Bates, B. et al.	1979	Einfluss von Schuhen auf Rückfußparameter
Nigg, B.M. et al.	1980	Bewegungsanalysen (Pronationskontrolle) beim Laufschuh
Cavanagh, P.R. et al.	1980	Einfluss von unterschiedlicher Sohlengeometrie auf Rückfußbewegungen
Subotnick, S.	1981	Einfluss von unterschiedlicher Sohlengeometrie auf Rückfußbewegungen
Clarke, T.E. et al.	1983	Einfluss von weichen Einlagen auf Rückfußbewegungen
Kälin, X. et al.	1983	Einfluss von unterschiedlicher Sohlengeometrie auf Rückfußbewegungen
Clarke, T.E. et al.:	1984	Beeinflussung der Rückfußkontrolle durch unterschiedliches Schuh-Design
Taunton, J.E. et al.	1985	Einfluss von Einlagen auf Rückfuß- und Kniebewegungen
Smith, L. et al.	1986	Einfluss von Einlagen auf Rückfußbewegungen
Robinson, J.R. et al.	1986	Einfluss einer systematischen Sprunggelenksstabilisierung bei Hallensportschuhen auf die Leistungsfähigkeit
Nigg, B.M.	1986	Einfluss Sohlengeometrie auf Rückfußbewegungen
Nigg, B.M.	1987	Biomechanische Analyse von Sprunggelenks- und Fußbewegungen
Nigg, B.M.	1988	Einfluss auf Rückfußbewegungen
Cairns, M.A. et al.	1991	Einfluss von Einlagen auf die Rückfußbewegung
Stacoff, A. et al.	1992	Bewegung der Ferse in Laufschuhen
Li, P. et al.	1992	Einfluss der Sohlenweichheit auf die Pronation

Name	Jahr	Thema
Hamill, J. et al.:	1992	Pronationsbewegung im subtalaren Gelenk und Kniegelenkbewegungen in unterschiedlichen Sportschuhen
Stacoff, A. et al.	1993a	Kontrolle des Rückfußes bei Seitwärtsbewegungen im Sport bei unterschiedlicher Sohlengeometrie
Stacoff, A. et al.	1993b	Untersuchung, ob die Verwendung äußerer Stabilisatoren in Hallensportschuhen den Fuß vor dem Umknicken schützen können
Siegler, S. et al.	1994	Zusammenhang zwischen hochschaftigen Sportschuhen und Sprunggelenksstabilität
Kilmartin, T.E. et al.	1994	Einfluss von Einlagen auf Pronations- und Supinationsbewegungen
Milani, T.L. et al.	1994	Einschränkung der Inversionsbewegung durch Trekking-Schuhe
Krabbe, B. et al.	1994	Mechanische Eigenschaften von Laufschuhen
Ottaviani, R.A. et al.	1995	Zusammenhang der Höhe des Schaftes von Basketballschuhen mit der absoluten Muskelkraft gegen eine Eversions- bzw. Inversionsbewegung
Frederick, E.C.	1995	Biomechanische Anforderungen an einen Basketballschuh
Milani, T.L.	1995	Vergleich von gemessenen mit subjektiv empfundenen Rückfußbewegungen
Podzielnny, S. et al.	1995	Einschränkung der Fußsupination durch Fußgelenksstützen
Milani, T.L. et al.	1995	Untersuchung von Rückfußbewegungen bzw. Druckverteilungen bei „Varus-“ und „Valgusschuhen“
Lafortune, M.A.	1995	Rückfußkontrolle bei Seitwärtsbewegungen in Hallenschuhen
Yingling, V.R. et al.	1996	Vermindern Rückfußbewegungen beim Laufen die Bodenreaktionskräfte (Neutralschuhe, Einlagen)?

Name	Jahr	Thema
Kogler, G.F. et al.	1997	Der Einfluss von Einlagenversorgungen auf die Zugbelastung der Plantarfaszie
Stefanyshyn, D. et al.	1997	Einfluss von Einlagen auf Fuß- und Beinbewegungen
Thompson, M. et al.	1997	Einfluss der Zwischensohle eines Laufschuhs auf die dynamische Fußstabilität
Xia, B. et al.	1997	3-D Auswertung der Stabilität von Sportschuhen bei Seitwärtsbewegungen
Chokalingham, N.	1997	Flexionseigenschaften im oberen Sprunggelenk bei unterschiedlichen Obermaterialien

2.3.2 „Biomechanische“ Faktoren

a) Externe „biomechanische“ Faktoren

Mit dem Einfluss unterschiedlicher Bodenbeläge auf die Pronationsbewegung beschäftigen sich BAUDZUS, FRANKEN & KRABBE 1986. Zur Beantwortung der Frage, ob und wieviel unterschiedliche Bodenbeläge das Ausmaß der Pronationsbewegung beeinflussen, mussten die Testpersonen auf unterschiedlichen Bodenbelägen (Naturrasen, Tenneboden, synthetischer Hallenboden, synthetischer Boden im Freien, Kunstrasen) laufen, wobei die Pronationsbewegung dreidimensional mittels Hochfrequenz-Videokameras (500 Hz) erfasst wurde. Wie die folgende Abbildung zeigt, gibt es große und signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Bodenbelägen, d.h. das größte Pronationsausmaß wurde auf dem Hallenboden (HA) festgestellt, das kleinste auf dem Boden im Freien (AU) und auf dem Naturrasen (RA).

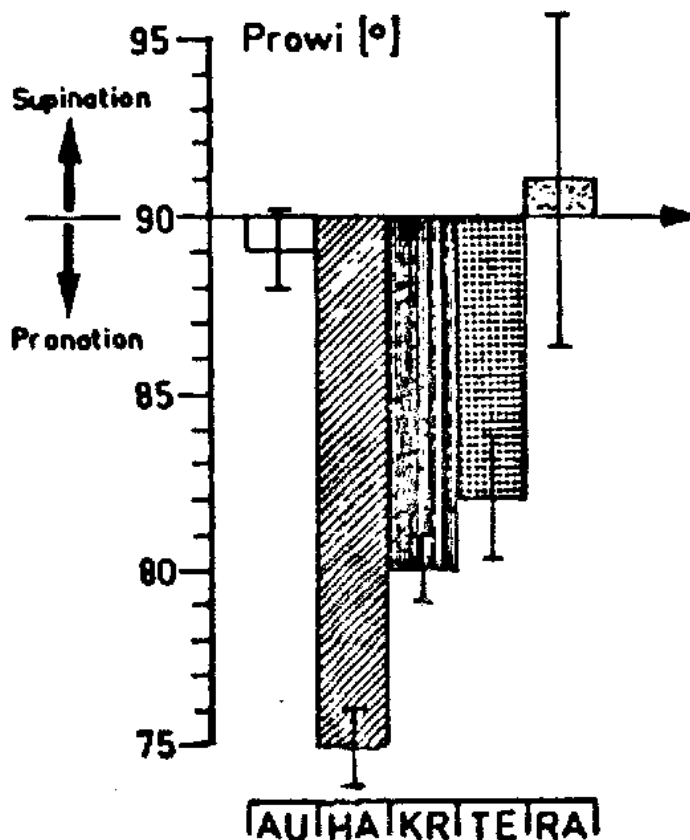


Abb. 19: Mittelwerte der maximalen Pronationswinkel auf unterschiedlichen Böden (RA = Naturrasen, TE = Tenneboden, KR = Kunstrasen, HA = synthetischer Hallenboden, AU = synthetischer Boden im Freien) beim Laufen (BAUDZUS, FRANKEN & KRABBE 1986)

b) Interne „biomechanische“ Faktoren

Wie im Kapitel 2.2 „Einflussfaktoren der Pronation“ beschrieben, sollen unter internen biomechanischen Faktoren die mechanische Betrachtung des Laufstils bzw. die Variation des Laufstils und dessen Einfluss auf das Pronationsverhalten behandelt werden. Im Folgenden werden nun die wichtigsten Arbeiten hierzu dargestellt.

In seinem Übersichtsartikel von 1987 zeigt CAVANAGH den Verlauf des Achillessehnenwinkels von Läufern mit einem normalen, mit einem exzessiv pronierenden und mit einem rigiden Fuß. Ziel der Untersuchung war zu überprüfen, in welche Phasen der Abrollvorgang eingeteilt und wie dieser bei Normal- und Überpronierern beschrieben werden kann. Aus der folgenden Abbildung wird ersichtlich, dass der Verlauf der Pronation des „Normalfußes“ dadurch charakterisiert ist, dass er bei 10° Inversion beginnt (beim ersten Bodenkontakt) und innerhalb der ersten 30ms in eine Eversionsstellung von 10° übergeht. Im Gegensatz hierzu verläuft die Eversionsbewegung des exzessiven Pronierers in den ersten 30ms wesentlich weiter (bis ca. 18° Eversionsstellung), wodurch auch die Innenrotation der Tibia verstärkt wird. Im Gegensatz hierzu bleibt der rigide Fuß in einer invertierten Stellung über den gesamten Verlauf des Abrollvorgangs (siehe Abbildungen 20 und 21).

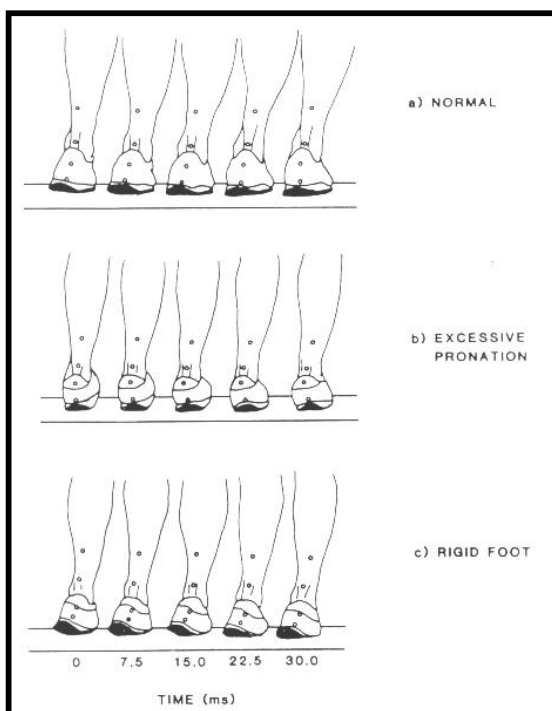


Abb. 20: Die Rückfußbewegung bei einem Läufer mit a) normal abrollendem Fuß, b) exzessiver Pronation und c) rigidem Fuß während der ersten 30ms des Bodenkontakts (CAVANAGH 1987)

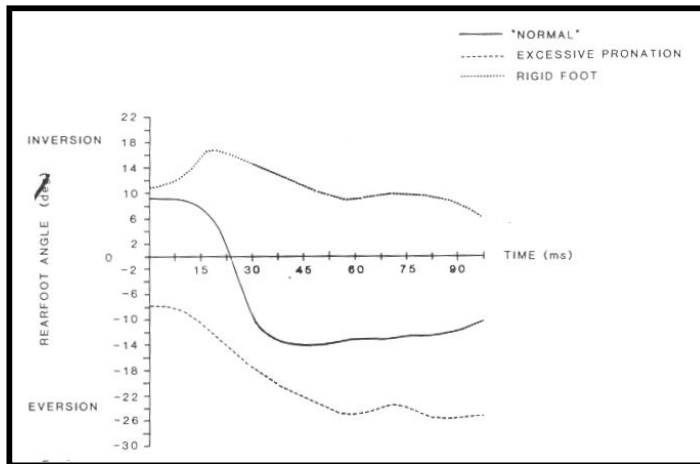


Abb. 21: Verlauf des Rückfußwinkels bei einem Läufer mit a) normal abrollendem Fuß, b) exzessiver Pronation und c) rigidem Fuß (CAVANAGH 1987)

Die Änderung kinematischer Messgrößen bei Variation des Laufstils untersuchten WILLIAMS und Mitarbeiter 1991. Zur Beantwortung der Fragestellung, ob eine Änderung des Laufstils zu einer Änderung der Pronationsbewegung führt, mussten Läufer auf dem Laufband ihren Laufstil bezüglich der Schrittlänge (lang, kurz und eigener), der Schrittbreite (eigener, mittel und breit) sowie der Schulterrotation (klein, mittel, groß) ändern. Die Geschwindigkeit wurde standardisiert, der Laufschuh war bei allen Probanden identisch. Gefilmt wurde mit 200 Hz. Als Parameter wurden die maximale Pronation β_{pro} , die maximale Pronationsgeschwindigkeit $\dot{\beta}_{\text{pro}}$, die Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$, sowie der Rückfuß-, der Fersen- und der Fußwinkel untersucht (siehe Abbildung 22 und 23).

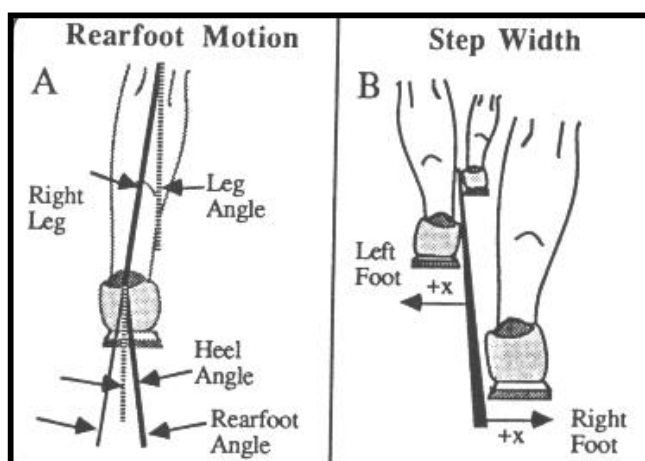


Abb. 22: Angaben zur Messung von Fuß-, Fersen- und Rückfußwinkel (A) und der Schrittbreite (B) (WILLIAMS 1991)

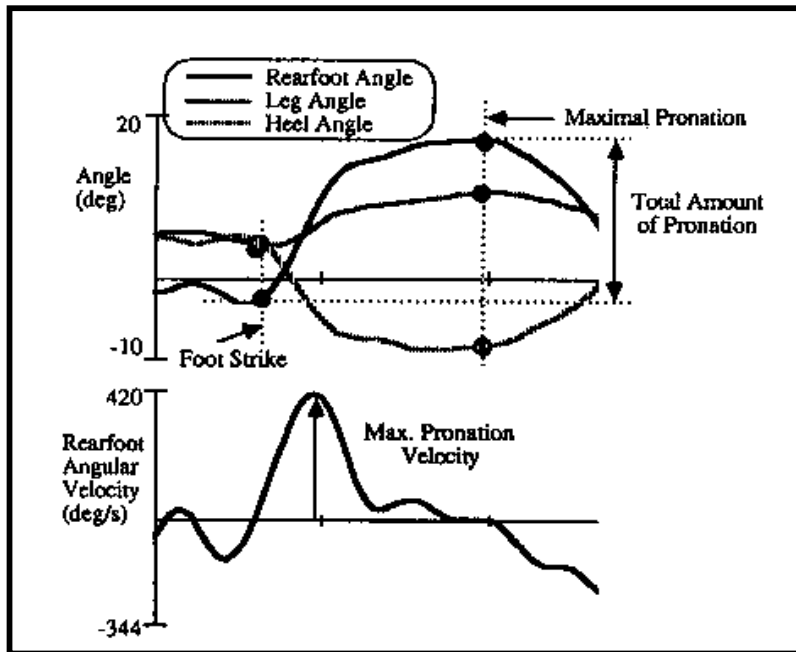


Abb. 23: Darstellung eines typischen Verlaufs einer Rückfußbewegung (WILLIAMS 1991)

Hierbei ist festzustellen, dass bei maximaler Pronation (nicht beim ersten Bodenkontakt) die Schrittbreite einen großen Effekt auf den Fußwinkel ($r = -0.55$) und den Rückfußwinkel ($r = -0.63$) besitzt. Dies verdeutlicht Abbildung 24.

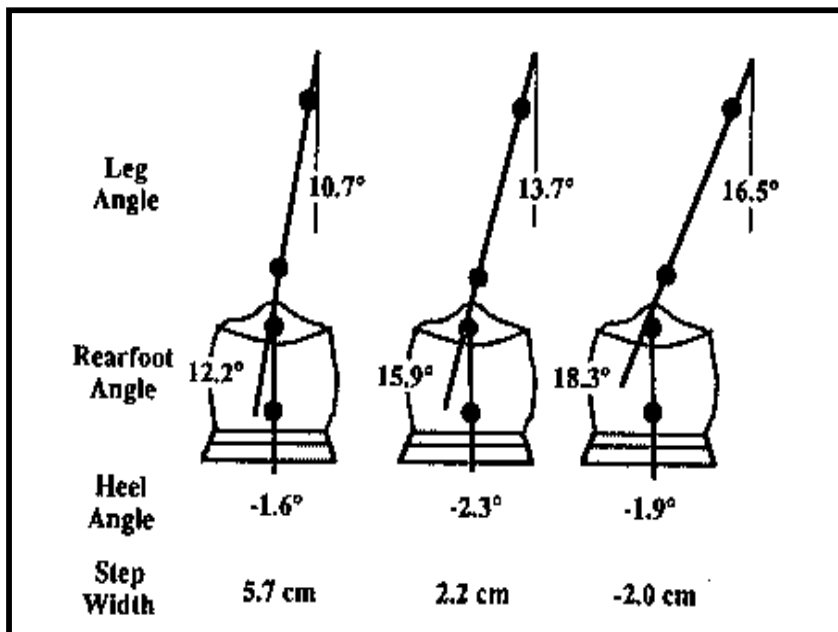


Abb. 24: Beziehung zwischen Schrittbreite und Fußwinkel sowie Schrittbreite und Rückfußwinkel bei maximaler Pronation (WILLIAMS 1991)

Zusätzlich wird die maximale Pronationsgeschwindigkeit durch den Fersenwinkel beim Fußaufsatz beeinflusst ($r = -0.86$). Dies verdeutlicht die folgende Abbildung.

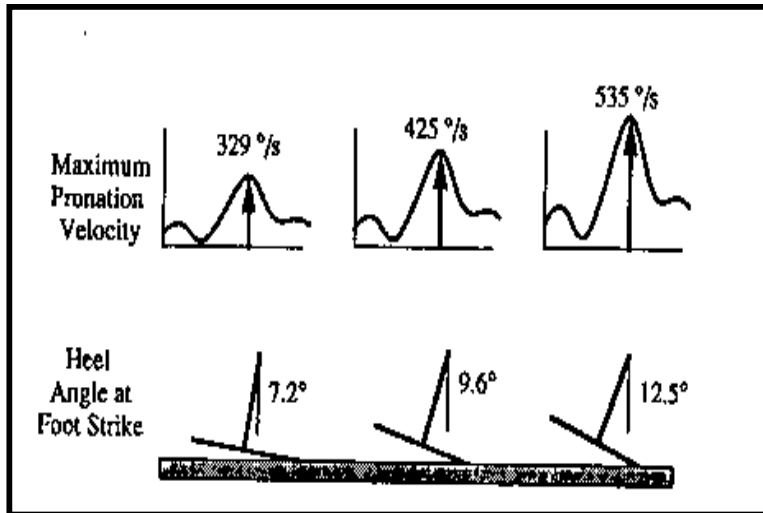


Abb. 25: Beziehung zwischen maximaler Pronationsgeschwindigkeit und Fersenwinkel beim Fußaufsatz (WILLIAMS 1991)

Den Zusammenhang zwischen der Höhe des Längsgewölbes und kinematischen Parametern untersuchten NIGG und Mitarbeiter 1993. Ziel der Untersuchung war zu sehen, ob die Fußform Einfluss auf das Ausmaß der Pronationsbewegung hat. Hierzu wurden Läufer im Gelände mit standardisierter Geschwindigkeit dreidimensional mit 200 Hz gefilmt. Analysiert wurde die maximale Eversion $\Delta\beta_{\text{pro}}$ bei unterschiedlicher Gewölbehöhe (siehe Abbildung 26).

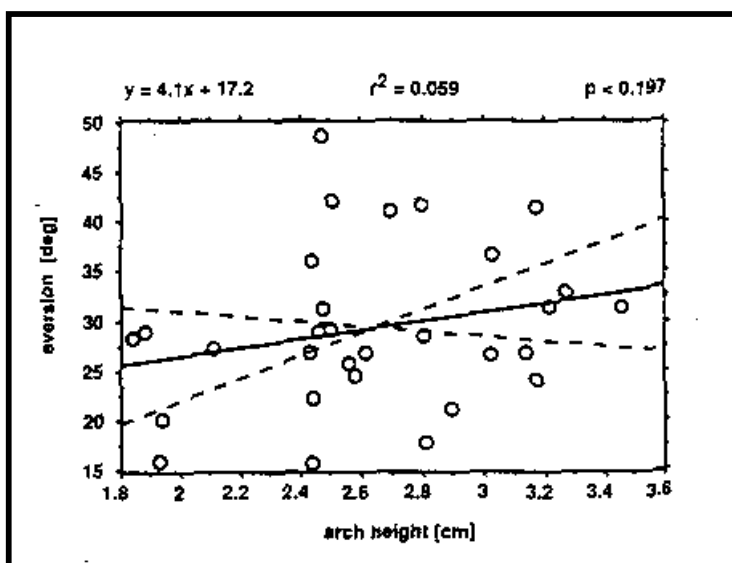


Abb. 26: Scattergramm der maximalen Eversion $\Delta\beta_{\text{pro}}$ versus der Gewölbehöhe (NIGG 1993)

Wie aus dem Diagramm ersichtlich, existiert nur eine geringe Korrelation zwischen $\Delta\beta_{\text{pro}}$ und der Gewölbehöhe. Dies bedeutet, dass kein Zusammenhang zwischen diesen beiden Messgrößen besteht.

SCHNABEL, HENNIG & MILANI 1994 untersuchten den Zusammenhang der Laufgeschwindigkeit auf das Ausmaß der Pronationsbewegung. Hierbei wurde die Maximalpronation β_{pro} sowie die maximale Pronationsgeschwindigkeit mittels Goniometern bei gesunden Läufern auf dem Laufband ermittelt. Ziel der Untersuchung war zu beurteilen, ob eine Zunahme der Laufgeschwindigkeit (Range: 3.0m/s – 5.0m/s) zu einer Veränderung der Pronationsbewegung führt. Die folgende Tabelle zeigt, dass mit Zunahme der Geschwindigkeit auch das Ausmaß der Pronation sowie die Höhe der Pronationsgeschwindigkeit zunimmt.

Tab. 4: Totalpronation (PRON) und maximale Pronationsgeschwindigkeit (PVEL) im Laufen bei 5 unterschiedlichen Geschwindigkeiten (SCHNABEL, HENNIG & MILANI 1994)

Speed	PRON (°)	PVEL (°/s)
3.0	3.86	564
3.5	3.90	598
4.0	4.52	633
4.5	4.80	737
5.0	5.48	857

Mit dem Timing bzw. Ausmaß der Bewegung zweier Gelenke beschäftigen sich MC CLAY und Mitarbeiter 1997. Sie untersuchen den Zusammenhang von Eversion und der Innenrotation der Tibia bzw. der Eversion und der Innenrotation des Knies bei zwei unterschiedlichen Stichproben („Starkpronierer“ und „Normalpronierer“). Hierzu wurden Läufer auf einem Laufband mit konstanter Geschwindigkeit gefilmt und die Filmwerte anschließend dreidimensional analysiert. Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob die Größe der Innenrotation der Tibia bzw. des Knies mit größerer Eversion zunimmt, d.h. ob diese Gelenkbewegung gekoppelt ablaufen (siehe Abbildung 27).

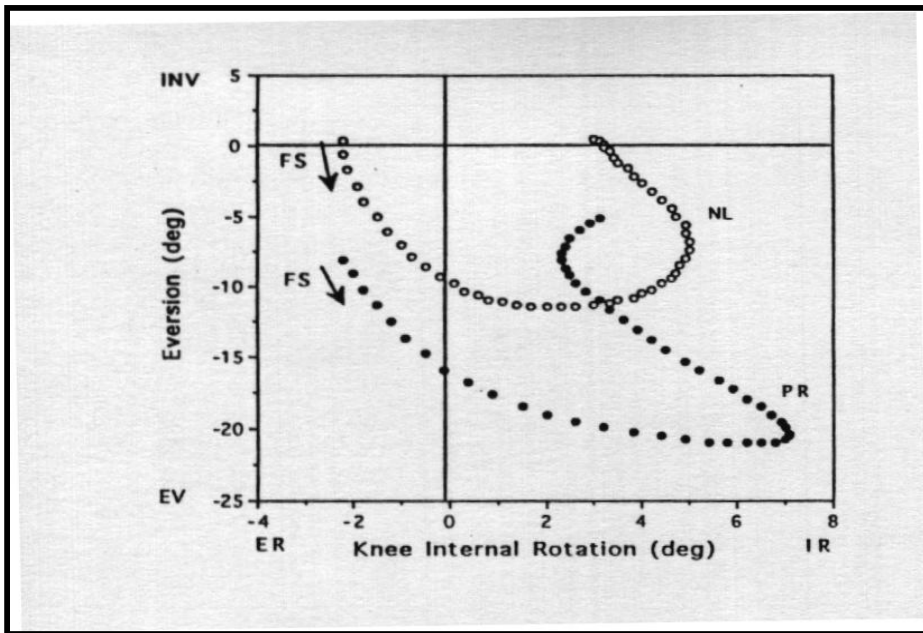


Abb. 27: Durchschnittliches Winkel-Winkel-Diagramm von Eversion und Knieinnenrotation, wobei die Normalpronierer durch die offenen Symbole, die Starkpronierer durch die geschlossenen Symbole charakterisiert werden (MC CLAY 1997)

Wie aus Abbildung 27 zu erkennen ist, unterscheiden sich die Normalpronierer von den Starkpronierern durch eine signifikant größere Tibiainnenrotation. Die Größe der Knieinnenrotation unterscheidet sich zwischen den beiden Gruppen nicht.

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „biomechanische“ Faktoren in Kurzform dargestellt, die gleiche oder ähnliche Inhalte bzw. andere Ausgangsbedingungen verwenden. Die Tabelle enthält Untersuchungen sowohl der externen als auch der internen Untergruppe und gibt somit einen Überblick über weitere wichtige Untersuchungen.

Im Anschluß daran werden noch die „biomedizinischen“ Untersuchungen behandelt, die sich im Wesentlichen dem Zusammenhang der Änderung biologischer Strukturen (z.B. Muskelkraft) und der Pronation zuwenden.

Tab. 5: Weiterführende Literatur zum Bereich „biomechanische“ Faktoren

Name	Jahr	Thema
Bates, B. et al.	1978	Funktionale Variabilität des Bein/Fuß-Bereichs beim Laufen
Bates, B. et al.	1979	Fußfunktionen während der Stützphase beim Laufen
Nigg, B.M. et al.	1980	Bewegungsanalysen beim Laufschuh
Cavanagh, P.R.	1982	Schuh/Boden-Einfluss auf Parameter beim Laufen
Cavanagh, P.R. et al.	1985	Erstellung eines biomechanischen Profils von Elite-läufern
Andrew, C.	1986	Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf Rückfußbewegungen
Baudzus, W. et al.	1986	Belastungsanalyse beim Laufen auf unterschiedlichen Sportböden
Frederick, E.C. et al.	1987	Rückfußparameter beim Laufen von Zwillingen
Cavanagh, P.R.	1987	Pronationsbewegung der unteren Extremität beim Laufen
Hamill, J. et al.	1987	Rückfußparameter beim Laufen auf einer Tartanbahn
Martin, M.A. et al.	1989	Rückfußparameter bei Läufern auf dem Laufband
Areblad, M. et al.	1990	3-D Messungen von Rückfußbewegungen beim Laufen
Scott, S.H. et al.	1991	Bewegungen diverser Gelenke im Fuß beim Gehen
Grau, S. et al.	1992	Einfluss unterschiedlicher Schuhtypen auf Rückfußbewegung
Schnabel, G. et al.:	1994	Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf Rückfußbewegungen
Mc Clay, I.S. et al.	1994	Kinematische Profile im Basketball
De Lange, A. et al.	1995	Charakteristische Rotationsreibungen bei Sportschuhen
Kersting, U.G.	1997	Der Einfluss einer eingeschränkten Rückfußbewegung beim Laufen auf die auftretenden Impact-Kräfte

2.3.3 „Biomedizinische“ Faktoren

Wie in Kapitel 2.2 erwähnt, befassen sich die biomedizinischen Faktoren mit einer neuromuskulären Betrachtung (Einfluss der Muskelkraft bzw. der Ermüdung) der Pronationsbewegung. Die wichtigsten Studien hierzu werden im Folgenden vorgestellt.

Den Einfluss von Krafttraining auf Rückfußbewegungen untersuchten FELTNER und Mitarbeiter 1994. In ihrer Untersuchung wurden Läufer, die stark pronierten, in zwei Gruppen eingeteilt, wobei sich eine Gruppe einer isokinetischen Kräftigung der für die Inversions- und Eversionsbewegung verantwortlichen Muskulatur unterzog und die andere Gruppe einer nicht isokinetischen Kräftigung. Beide Gruppen wurden jeweils vor und nach der Kräftigungsperiode auf einem Laufband mit standardisierter Geschwindigkeit gefilmt, wobei die Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ anschließend analysiert wurde. Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob die Pronationsbewegung mit gezielter Kräftigung beeinflusst werden kann. Wie aus Tabelle 6 ersichtlich ist, verbesserte sich die Isokinetikgruppe bezüglich ihrer maximalen konzentrischen und exzentrischen Kraftwerte, im Gegensatz zur anderen Gruppe, erheblich. Überdies verkleinerte die Isokinetikgruppe das Ausmaß der Totalpronation durch die kräftigere Muskulatur. Dies konnte die andere Gruppe nicht nachweisen. Als Fazit schließen FELTNER et al., dass man das Ausmaß der Pronation durch gezielte Kräftigung der eversions- und inversionshemmenden Muskulatur verkleinern kann.

Tab. 6: Ergebnisse der Rückfußbewegungen für die Isokinetikgruppe (IK) und die Nicht-Isokinetikgruppe (NIK) bei einer Laufbewegung (FELTNER 1994)

	Pretest			Posttest			<i>d</i>	<i>F</i>	*	\hat{p}_1
	Mean	SD	SE	Mean	SD	SE				
IK group										
β_0	-4.5	6.6	2.3	-1.6	5.9	2.1	0.44	7.70	*	0.31
β_{MAX}	15.7	3.4	1.2	16.3	3.3	1.2	0.18	1.66		-0.02
$\Delta\beta_{\text{PRO}}$	20.1	4.8	1.7	17.9	3.4	1.2	-0.46	8.45	*	0.33
γ_0	-10.5	4.2	1.5	-8.3	4.2	1.5	0.52	6.38	*	0.26
γ_{MAX}	4.9	2.8	1.0	5.7	3.3	1.2	0.29	1.77		0.05
NIK group										
β_0	-8.2	4.1	1.6	-7.0	3.7	1.4	0.29	1.18		0.01
β_{MAX}	10.6	4.7	1.8	10.8	5.7	2.1	0.04	0.03		-0.07
$\Delta\beta_{\text{PRO}}$	18.8	4.8	1.8	17.8	4.1	1.5	-0.21	1.67		0.04
γ_0	-14.0	5.1	1.9	-13.2	3.4	1.3	0.16	0.86		-0.01
γ_{MAX}	0.8	3.0	1.1	0.7	2.5	0.9	-0.03	0.08		-0.07

* $P \leq 0.05$.

All values are reported in degrees.

VAN GHELUWE und Mitarbeiter (1995) untersuchten den Zusammenhang von Rückfußbewegungen und Ermüdung. 20 Läufer wurden bei standardisierter Geschwindigkeit kurz vor der Erschöpfung in der Frontalebene gefilmt. Folgende Parameter wurden ausgewertet: Eversion-Inversions- Winkel α , Achillessehnenwinkel β (β_0 , β_{\max} , β_{pro} und $\Delta\beta_{\text{pro}}$) sowie der Rückfußwinkel γ (γ_0 und γ_{\max}). Ziel der Studie war zu untersuchen, ob das Ausmaß der Pronationsbewegung vom Ermüdungszustand der Muskulatur abhängt. Abbildung 28 zeigt die Bestimmung der Messgrößen:

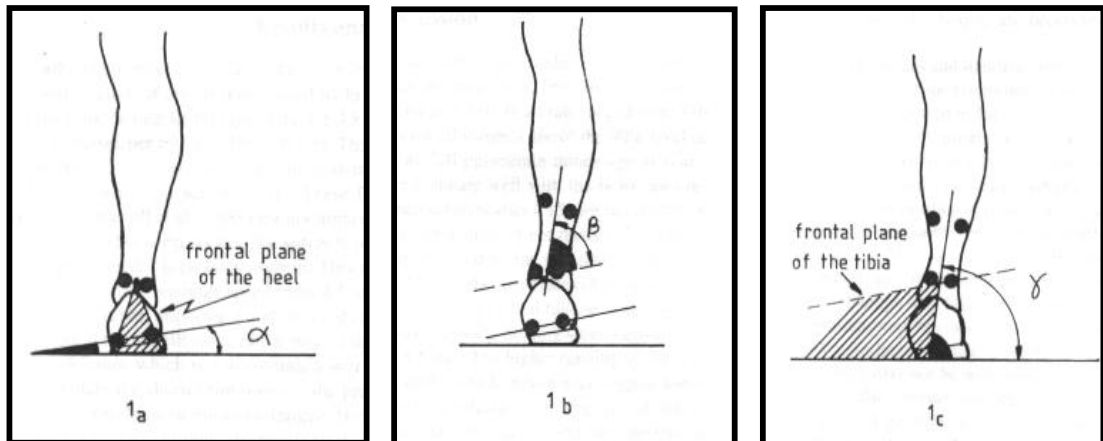


Abb. 28: Definition des Eversion-Inversions-Winkels (1a), der subtalenen Pronation/Supination (1b) sowie der tibialen varum-valgum Position (1c) (VAN GHELUWE 1995)

Die Ergebnisse zeigen, dass sowohl die Eversionsbewegung als auch die Pronationsgeschwindigkeit bei Ermüdung zunehmen (siehe Abbildungen 29 und 30).

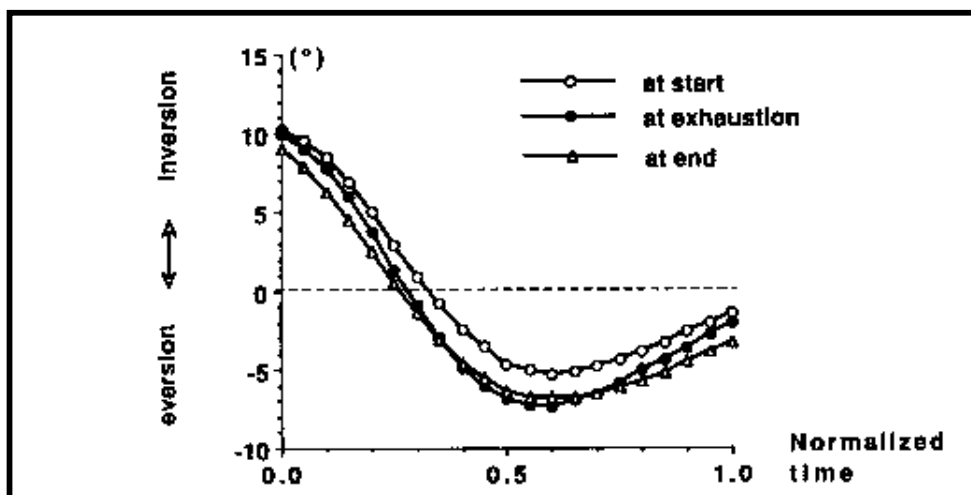


Abb. 29: Verlauf des Eversion-Inversions-Winkels der Ferse (VAN GHELUWE 1995)

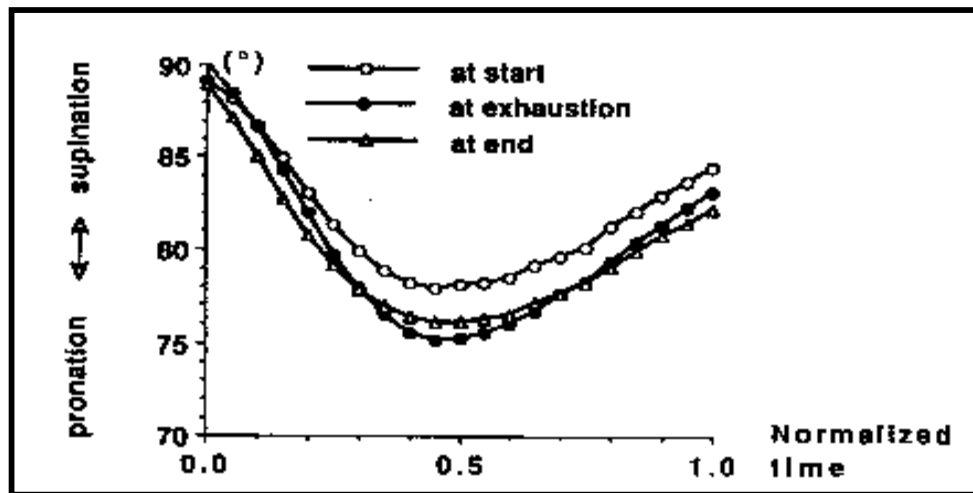


Abb. 30: Verlauf des subtalaren Pronations-Supinations Winkels (VAN GHELUWE 1995)

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „biomedizinische“ Faktoren in Kurzform dargestellt, die gleiche oder ähnliche Inhalte oder aber andere Ausgangsbedingungen verwenden. Zusätzlich sind noch Untersuchungen integriert, die zwar auf einer neuro-muskulären Betrachtung des Abrollvorgangs beruhen, jedoch nur indirekt mit der Pronationsbewegung in Verbindung gebracht werden können.

Tab. 7: Weiterführende Literatur zum Bereich „biomedizinische“ Faktoren

Name	Jahr	Thema
Mc Clay, I.S. et al.	1990	Muskuläre Aktivität beim Laufen
Cornwall, M.W. et al.	1994	Einfluss des Tibialis anterior Muskels auf die Rückfußbewegung
Brüggemann, P. et al.	1994	Einfluss der Ermüdung der Muskulatur auf die Pronation
Nummela, A. et al.	1996	Einfluss der Ermüdung auf die Schrittcharakteristik
Lee, S. et al.	1997	Zusammenhang von Vorfußabduktion und Fußlänge

3 Vertikaler Kraft-Zeit-Verlauf

Wie in der Einführung kurz dargestellt, wurde in der wissenschaftlichen Erforschung des Sportschuhs von Beginn an dem Aspekt der Reduktion von großen passiven Aufprallkräften („impact forces“), vor allem im Bereich des Fersenauftritts, große Bedeutung zugemessen, da angenommen wurde, dass diese passiven Kraftspitzen zu Überlastungsschäden führen, die durch Dämpfen verhindert werden könnten (CANNAGH & LAFORTUNE 1980c, FREDERICK et al. 1981, CLARKE et al. 1983, NIGG 1983). Der Begriff der Dämpfung ist in der Sportschuhforschung definiert als die Fähigkeit eines Systems, die Höhe dieser Impact-Kräfte zu reduzieren (REIN-SCHMIDT & NIGG 2000). Belastungen, die auf den Menschen wirken, können durch äußere (von außen einwirkende), aber auch durch innere Kräfte hervorgerufen werden (NIGG 1986). Im Falle der Laufbewegung sind äußere Kräfte z.B. die Bodenreaktionskräfte während des Bodenkontaktes und die inneren Kräfte z.B. die dabei wirkenden Gelenkmomente. Um diese Belastungen abschätzen zu können, müssen sie durch Messungen quantifiziert werden können. Die Analyse der Laufbewegung in der Sportschuhforschung geschah überwiegend durch Messungen der Bodenreaktionskräfte auf Kraftmessplatten, teilweise auch durch Beschleunigungsmesser, die am Schienbein angebracht wurden. Heutzutage werden auch noch Druckmessungen im Schuh zusätzlich zur Bestimmung der äußeren Kräfte verwendet. Innere Kräfte können nach wie vor nicht messtechnisch bestimmt werden, so dass mit Hilfe von Modellierungen des menschlichen Muskel- und Skelettsystems und mit Simulationen versucht wird, diese abzuschätzen.

Im Folgenden soll nun auf die in der Sportschuhforschung überwiegend verwendete Messung der Bodenreaktionskräfte eingegangen werden, wobei zuerst die grundlegenden Begriffe, Kraftkurven und Messgrößen erklärt werden, die diesen Kräften und dem Begriff der Dämpfung zu Grunde liegen.

3.1 Bewegungsmerkmale der Bodenreaktionskräfte

In diesem Kapitel soll nun dargestellt werden, wie die Begriffe der Bodenreaktionskraft bzw. der Dämpfung definiert sind bzw. was sie bedeuten, so dass die später folgenden Darstellungen der Untersuchungen zur Dämpfung besser verstanden werden können.

Die äußeren Kräfte, die auf den menschlichen Bewegungsapparat bei der Laufbewegung wirken, sind die Bodenreaktionskräfte während der Kontaktphase mit dem Un-

tergrund. Sie werden mit Kraftmessplatten gemessen, die eine Quantifizierung der Kräfte in vertikale (F_z), in antero-posteriorer (F_y) und in medio-lateraler (F_x) Richtung ermöglichen (siehe Abbildung 31).

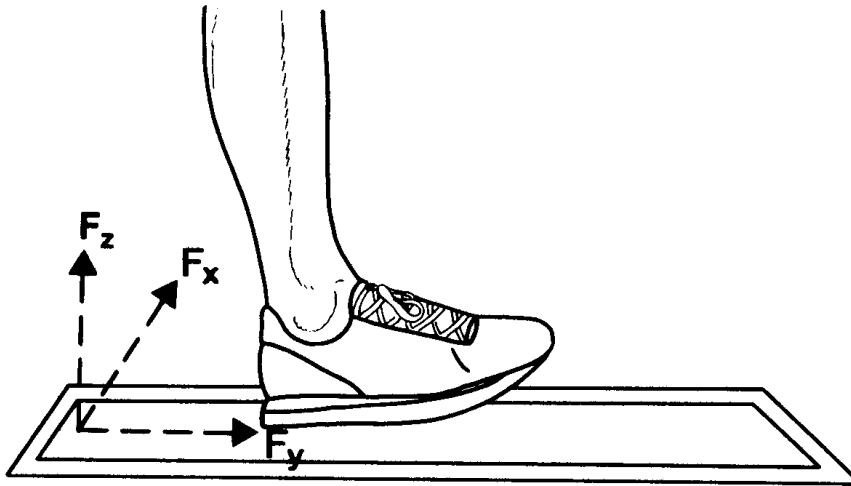


Abb. 31 : Die Richtungen der drei Komponenten der Bodenreaktionskraft; F_z = Vertikalkraft, F_y = Horizontalkraft in a-p Richtung und F_x = Horizontalkraft in m-l Richtung (NIGG 1986)

Vertikalkraft F_z :

Definiert ist F_z als Komponente der Bodenreaktionskraft in vertikaler Richtung. F_z ist immer positiv (siehe Abbildung 32 oben).

Horizontalkraft F_y :

F_y ist definiert als horizontale Komponente in Richtung antero-posterior (a-p). In der Laufbewegung ist F_y zu Beginn des Abrollvorgangs negativ (Bremsbewegung) und im weiteren Verlauf (Propulsionsbewegung) positiv (siehe Abbildung 32 Mitte).

Horizontalkraft F_x :

F_x ist definiert als horizontale Komponente in medio-lateraler Richtung (m-l). Zu Beginn des Abrollvorgangs (Aufprall) in der Laufbewegung ist F_x meist negativ, was ein Kennzeichen für größere laterale Kräfte ist. Im weiteren Verlauf (vor allem in der Standphase) ist F_x dann überwiegend positiv, d.h. es treten vermehrt mediale Kräfte auf (siehe Abbildung 32 unten).

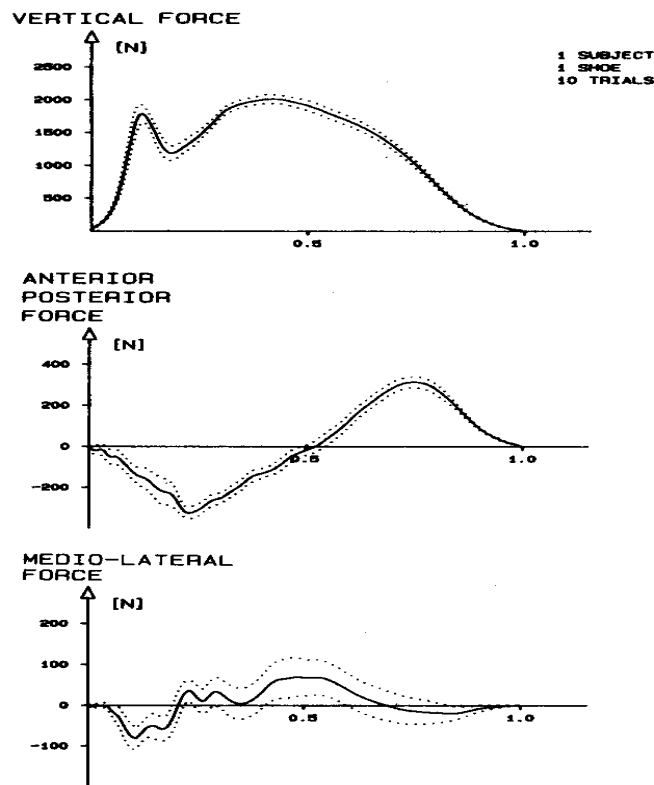


Abb. 32: Kraft-Zeit-Kurven der Bodenreaktionskraft bei einer (typischen) Laufbewegung in vertikaler (oben), horizontaler a-p (Mitte) und m-l (unten) Richtung (NIGG 1986)

Alle drei Kraftkurven der Bodenreaktionskraft sind unterteilt in eine passive Kraft während des Aufpralls („impact forces“) und eine aktive Kraft während des Abrollvorgangs (FREDERICK et al. 1981, CLARKE et al. 1983, NIGG 1983). Die passive Kraft ist dadurch gekennzeichnet, dass ihr Maximum zwischen 10 und 20ms (barfuß) bzw. 15 und 35ms (im Schuh), nach dem Auftreffen auf dem Boden, liegt (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980c, CLARKE et al. 1983, NIGG et al. 1983), wobei die Muskulatur in der Zeitspanne bis zum Erreichen der maximalen passiven Kraftspitze ihren Voraktivierungszustand aufgrund einer Reflexreaktion (Reizleitungshemmung) nicht ändern kann (SCHMIDTBLEICHER 1980, NIGG 1986). Die aktive Kraft hingegen ist durch ein Auftreten des Maximums ab 50ms sowie durch die Möglichkeit einer Aktivitätsänderung der Muskulatur gekennzeichnet. Aufgrund der beschriebenen Problematik der Reizleitungshemmung beschäftigte sich die Wissenschaft im Wesentlichen mit der Reduktion („Dämpfung“) der passiven Kraft nach dem Aufprall.

Im Folgenden werden nun die einzelnen Messgrößen dargestellt und definiert, die aus den oben beschriebenen grundlegenden Kraftkurven entnommen wurden und mit deren Hilfe das Ausmaß der passiven Kraft beschrieben wird, die dann als Ausgangsmaß der Dämpfungseigenschaften dient.

Messgrößen, die dem Verlauf der Vertikalkraft (F_z) entnommen werden (siehe Abbildung 33)

a) Passive vertikale Kraftspitze F_{zi}

Als passive vertikale Kraftspitze F_{zi} wird das Maximum der vertikalen Kraft innerhalb der ersten 50ms nach dem Aufprall („Impact“) definiert. Ein großes F_{zi} wird mit Überlastungsbeschwerden in Verbindung gebracht (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980c, MAC LELLAN & VYVYAN 1982, NIGG & BAHLSEN 1987). Dämpfen bedeutet eine Reduktion dieser Kraftspitzen.

b) Zeit t_i der passiven vertikalen Kraftspitze

Die Zeit t_i beschreibt das Zeitintervall zwischen dem ersten Bodenkontakt und dem Zeitpunkt der passiven vertikalen Kraftspitze. Ein kurzes Zeitintervall wird in der Literatur (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980c, MAC LELLAN & VYVYAN 1982, NIGG & BAHLSEN 1987) mit Überlastungsbeschwerden in Verbindung gebracht. Dämpfen bedeutet in diesem Zusammenhang eine Vergrößerung des Zeitintervalls, d.h. ein „Hinausschieben“ von F_{zi} .

c) Maximale Belastungsrate G_{zi}

Die maximale Belastungsrate G_{zi} beschreibt die größte Steigung im Verlauf der F_z -Kurve bis zur passiven vertikalen Kraftspitze F_{zi} . Eine große Steigung G_{zi} wird in der Literatur als Ausgangspunkt für Überlastungsbeschwerden gesehen (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980c, MAC LELLAN & VYVYAN 1982, NIGG & BAHLSEN 1987). Dämpfen bedeutet demnach eine Verringerung der maximalen Steigung der vertikalen Kraftkurve bis zum Zeitpunkt der passiven Kraftspitze.

d) Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{zG}

Der Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{zG} beschreibt das Zeitintervall zwischen dem ersten Bodenkontakt und dem Auftreten der maximalen Steigung. Es wird vermutet, dass ein kleines Zeitintervall zu Überlastungsschäden führen kann (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980c, MAC LELLAN & VYVYAN 1982, NIGG & BAHLSEN 1987). Dämpfen bedeutet in diesem Zusammenhang eine Vergrößerung des Zeitintervalls, d.h. ein „Hinausschieben“ von t_{zG} .

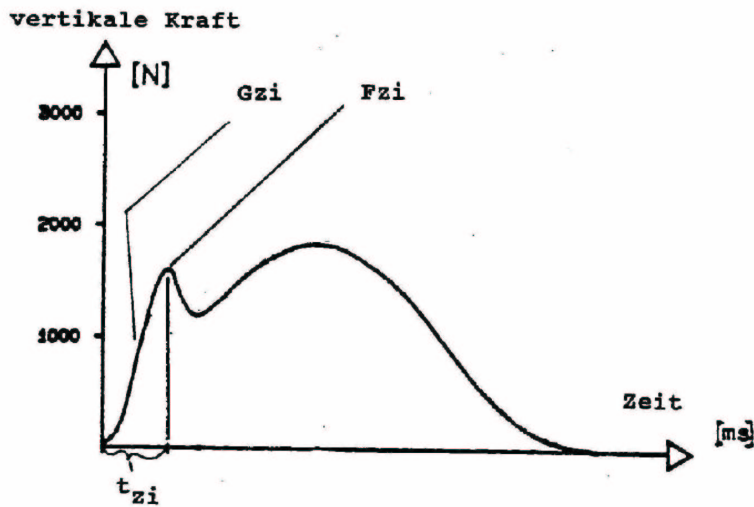


Abb. 33: Messgrößen der Vertikalkraftkurve (NIGG 1986)

Messgrößen, die dem Verlauf der Horizontalkraft F_y entnommen werden:

a) Kraftspitze F_{yi} beim Impact in a-p Richtung

Als Kraftspitze F_{yi} beim Impact in a-p Richtung wird das Maximum der horizontalen Kraft innerhalb der ersten 50ms nach dem Aufpralls („Impact“) definiert. Es wird vermutet, dass eine große F_{yi} mit Überlastungsbeschwerden in Zusammenhang steht (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet demnach eine Reduktion dieser horizontalen Kraftspitze.

b) Maximale Belastungsrate G_{yi}

Die maximale Belastungsrate G_{yi} beschreibt die größte Steigung der Horizontalkraftkurve in a-p Richtung bis zum Maximum F_{yi} . Eine große Steigung G_{yi} wird in den Zusammenhang mit Überlastungsbeschwerden gebracht (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet demnach eine Verringerung der maximalen Steigung der horizontalen Kraftkurve bis zum Zeitpunkt der Kraftspitze F_{yi} .

c) Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{yG}

Der Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{yG} beschreibt das Zeitintervall zwischen dem ersten Bodenkontakt und dem Auftreten der maximalen Steigung in a-p Richtung bis zum Erreichen von F_{yi} . Es wird vermutet, dass ein kleines Zeitintervall mit Überlastungsschäden in Verbindung gebracht werden kann (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet in diesem Zusammenhang eine Vergrößerung des Zeitintervalls, d.h. ein „Hinausschieben“ von t_{yG} .

Messgrößen, die dem Verlauf der Horizontalkraft F_x entnommen werden:

a) Kraftspitze F_{xi} beim Impact in m-l Richtung

Als Kraftspitze F_{xi} beim Impact in m-l Richtung wird das Maximum der horizontalen Kraft innerhalb der ersten 50ms nach dem Aufpralls („Impact“) definiert. Es wird vermutet, dass eine große F_{xi} mit Überlastungsbeschwerden in Zusammenhang steht (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet demnach eine Reduktion dieser horizontalen Kraftspitze.

b) Maximale Belastungsrate G_{xi}

Die maximale Belastungsrate G_{xi} beschreibt die größte Steigung der Horizontalkraftkurve in m-l Richtung bis zum Maximum F_{xi} . Eine große Steigung G_{xi} wird in den Zusammenhang mit Überlastungsbeschwerden gebracht (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet demnach eine Verringerung der maximalen Steigung der horizontalen Kraftkurve bis zum Zeitpunkt der Kraftspitze F_{xi} .

c) Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{xG}

Der Zeitpunkt der maximalen Belastungsrate t_{xG} beschreibt das Zeitintervall zwischen dem ersten Bodenkontakt und dem Auftreten der maximalen Steigung in m-l Richtung bis zum Erreichen von F_{xi} . Es wird vermutet, dass ein kleines Zeitintervall mit Überlastungsschäden in Verbindung gebracht werden kann (NIGG 1986). Dämpfen bedeutet in diesem Zusammenhang eine Vergrößerung des Zeitintervalls, d.h. ein „Hinausschieben“ von t_{xG} .

Die Messgrößen, die den zwei Horizontalkraftkurven entnommen wurden, sind von NIGG 1986 definiert worden. Hierbei handelt es sich um Messgrößen, bei denen bis heute unklar ist, wie diese inhaltlich bezüglich der Belastung bzw. Dämpfung zu bewerten sind. Dies ist auch der Grund, warum diese in späteren Untersuchungen nur selten verwendet bzw. interpretiert wurden. Die überwiegenden Messgrößen, die Dämpfungseigenschaften in den folgenden Studien beschreiben, waren die oben dargestellten Größen der Vertikalkraftkurve, d.h. der Begriff der Dämpfung wurde im bisherigen Gebrauch ausschließlich bezüglich der Reduktion der Messgrößen der vertikalen Kraftkurve verwendet.

Im folgenden Kapitel sollen nun die Einflussfaktoren der Bodenreaktionskräfte erörtert werden, auf deren Grundlage eine sinnvolle Ordnung des Themas Reduktion der Bodenreaktionskräfte bzw. Dämpfung vorgenommen werden kann.

3.2 Einflussfaktoren der Bodenreaktionskräfte

Zum Thema Reduktion der Bodenreaktionskräfte bzw. Dämpfung wurde im Verlauf der letzten 20 Jahre eine Vielzahl von Untersuchungen veröffentlicht. Ähnlich wie für die Untersuchungen zur Pronation ist es nicht einfach, einen geordneten Überblick über den Forschungsstand zu bekommen, so dass eine Einteilung entsteht, mit deren Hilfe man eine Bewertung des Themas vornehmen kann. NIGG 1986 unterteilt die Belastung (und somit auch die Bodenreaktionskräfte) auf den menschlichen Bewegungsapparat beim Laufen in zwei ursächliche Bereiche: in dynamische Faktoren und angrenzende Konditionen. Unter den dynamische Faktoren ordnet er Untersuchungen ein, die sich z.B. mit der Art der Bewegung, der Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes, der Haltung und der muskulären Aktivität befassen. Unter den angrenzenden Bedingungen ordnet er Untersuchungen ein, die sich z.B. mit Schuhen, mit Oberflächen und anthropometrischen Faktoren beschäftigen (siehe Abbildung 34).

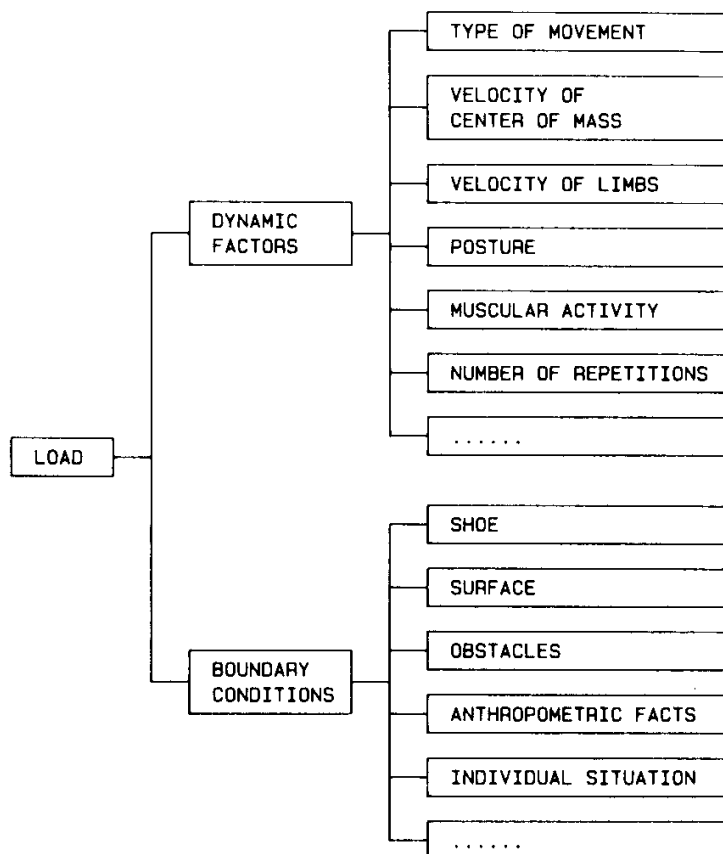


Abb. 34: Mögliche Einflussfaktoren auf die Belastung des menschlichen Bewegungsapparates beim Laufen (NIGG 1986)

Diese Einteilung von NIGG (1986) ist jedoch für die Aufarbeitung und Ordnung des Themas „Dämpfung in der Sportschuhforschung“ zu grob, da im Wesentlichen – und das auch nur teilweise – die angrenzenden Konditionen von Interesse sind. Sinnvoll erscheint, da bei der Durchsicht der Literatur keine schlüssige Einteilung gefunden wurde, die Einteilung von STACOFF & KÄLIN 1983 (siehe Abbildung 3) zur Pronation zu modifizieren, da sie die wesentlichen Forschungsschwerpunkte zur Dämpfung berücksichtigt (siehe Abbildung 35):

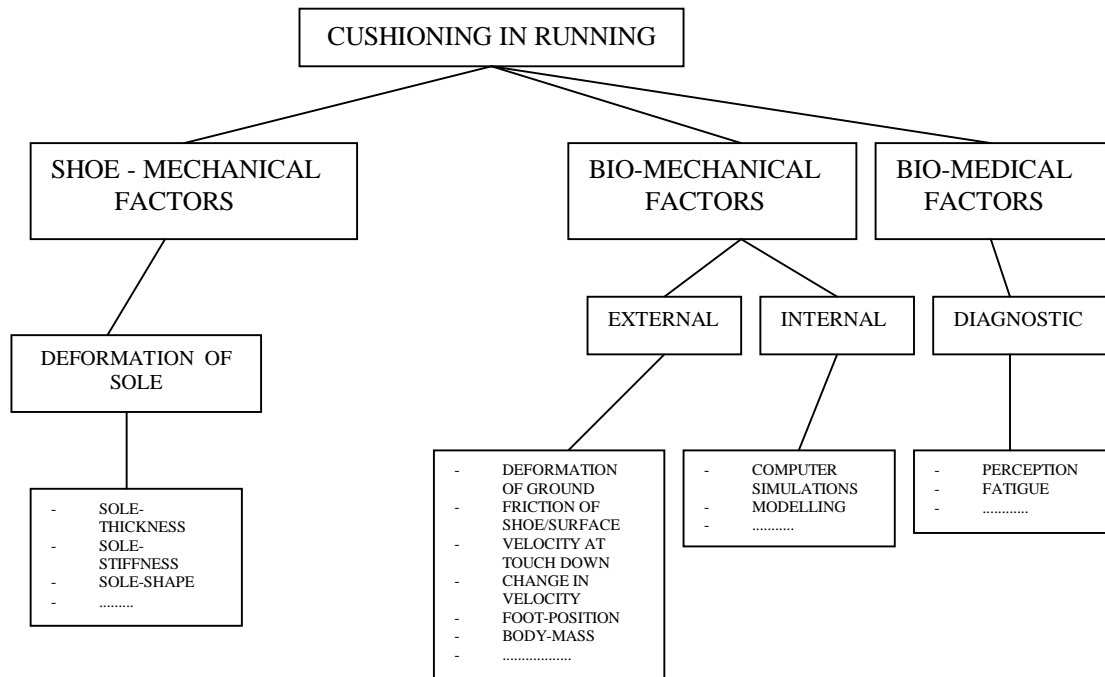


Abb. 35: Gesichtspunkte zu den Untersuchungen zur Dämpfung (in Anlehnung an STACOFF & KÄLIN 1983)

Wie aus der obigen Abbildung ersichtlich, wurde die Unterteilung in die Gruppen schuh-mechanische Faktoren, biomechanische Faktoren und biomedizinische Faktoren beibehalten. Unter den schuhmechanischen Faktoren werden die Untersuchungen eingeordnet, bei denen einzelne Parameter im Schuhbau – im Wesentlichen in der Zwischensohle – geändert wurden, um dann deren mechanische Auswirkung auf die Dämpfung zu untersuchen. Die biomechanischen Faktoren bei Untersuchungen zur Dämpfung beschäftigen sich einerseits mit der Bestimmung der mechanischen Belastung auf den Bewegungsapparat durch äußere Messgrößen (z.B. Geschwindigkeit, Körpergewicht) sowie mit dem Zusammenhang dieser äußerlich gemessenen Größen und den daraus resultierenden inneren mechanischen Belastungen (durch Modellie-

rungen und Simulationen). Die Untersuchungen zu den biomedizinischen Faktoren beschäftigen sich schließlich mit dem Einfluss biologischer Größen (z.B. Ermüdung) auf die Kraftbelastungen sowie mit der subjektiven Wahrnehmung der Belastung bzw. Dämpfung.

Im nun folgenden Kapitel sollen die wichtigsten Untersuchungen mit Hilfe dieser Einteilung in Anlehnung an STACOFF & KÄLIN (1983) dargestellt und analysiert werden. Auf Grund der Fülle der Untersuchungen und Veröffentlichungen zu diesem Bereich werden im Kapitel nur diejenigen Untersuchungen dargestellt, die später eine direkte Auswirkung auf die Sportschuhentwicklung hatten oder die eine neue Richtung bzw. neue Inhalte, die für die Sportschuhentwicklung von Bedeutung waren, zuerst oder am umfassendsten thematisiert haben. Analog zur Darstellung der Untersuchungen der Pronation richtet sich die Reihenfolge der dargestellten Untersuchungen nach dem Jahr der Veröffentlichung, so dass die zeitliche Entwicklung nachvollzogen werden kann. Alle weiteren Artikel werden zum Schluss des Kapitels zusammengefasst, da sie ähnliche oder gleiche Inhalte thematisieren, bei denen nur die Ausgangsbedingungen (z.B. Schuhtypen) variiert wurden, so dass anhand der Kurzbeschreibungen ein Überblick über das Gesamtthema gewonnen werden kann.

3.3 Untersuchungen zur Dämpfung

3.3.1 „Schuhmechanische“ Faktoren

Eine Möglichkeit, wie „schuhmechanische“ Faktoren das Dämpfungsverhalten beeinflussen, zeigen CLARKE, FREDERICK und COOPER in ihrer Untersuchung 1983. In ihrer Studie an 10 Läufern, die auf einer Laufstrecke über eine Kistler-Platte (Messfrequenz: 500Hz) mit einer Geschwindigkeit von 4.5m/s liefen, variierten sie die Härte der Zwischensohle (ein harter und ein 50% weicherer Laufschuh). Das Ziel der Studie war herauszufinden, ob die unterschiedlichen Härten der Zwischensohlen die Messgrößen der vertikalen Bodenreaktionskraft beeinflussen.

Die Ergebnisse zeigen, dass die passive vertikale Kraftspitze F_{zi} bei beiden Zwischensohlenhärten gleich groß ist. Statistisch signifikante Unterschiede zeigen sich im Zeitpunkt t_{zi} der passiven vertikalen Kraftspitze, d.h. im weicheren Schuh kommt es zu einer zeitlichen Verzögerung von t_{zi} (siehe Abbildung 36).

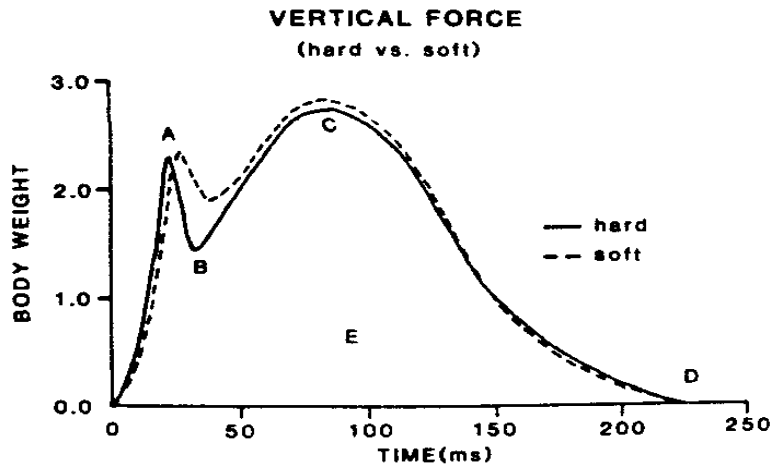


Abb. 36: Vertikalkraftkurve beim Laufen in einem weichen (gestrichelt) und harten (durchgezogen) Laufschuh (CLARKE, FREDERICK & COOPER 1983)

Die Ergebnisse dieser Studie haben bewirkt, dass in weiteren und mehr differenzierteren Studien der genaue Zusammenhang zwischen Sohlenhärte und daraus resultierender Kraftbelastungen untersucht wurde. SNEL et al. (1985) und NIGG et al. (1987) fanden ebenfalls keine Abhängigkeit der passiven vertikalen Kraftspitze F_{zi} zur Härte der Zwischensohle. STÜSSI, KÄLIN & STACOFF 1984 hingegen zeigen, dass weiche (shore 25) und harte (shore 55) Zwischensohlen zu höheren (und statistisch signifikanten) Werten bezüglich der passiven vertikalen Kraftspitze F_{zi} führen (siehe Abbildung 37). Zwischensohlenhärten um shore 40 (Schuh 4) zeigten die niedrigsten Werte (und somit die größten Dämpfungswerte).

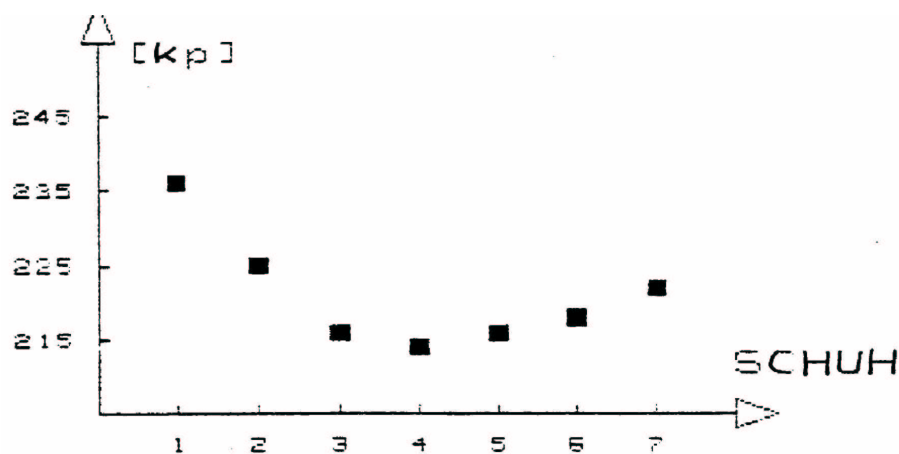


Abb. 37: Maximale vertikale Kraftspitze F_{zi} bei unterschiedlich harten Zwischensohlen (STÜSSI, KÄLIN & STACOFF 1984)

FREDERICK, CLARKE & HAMILL 1984 testeten und variierten in ihrer Untersuchung systematisch mehrere „Schuhparameter“: die Härte der Zwischensohle (weich = shore 25; mittel = shore 35 und hart = shore 45), die Fersenhöhe (10mm Zwischensohle + 0mm Fersenkeil, 10mm Zwischensohle + 10mm Fersenkeil, 10mm Zwischensohle + 20mm Fersenkeil und 20mm Zwischensohle + 10mm Fersenkeil) und die Absatzabschrägung (0° , 15° , 30°). Wie aus der folgenden Abbildung ersichtlich, ergaben sich pro Zwischensohlenhärte zwölf unterschiedliche Prototypen (und somit insgesamt 36). Untersucht wurden diese Prototypen mit einem Impacter bei standardisiertem Messablauf. Untersucht wurde die maximale Beschleunigung (und somit Belastung) in der Aufprallphase (touch-down). Ziel der Untersuchung war herauszufinden, ob diese Messgröße Einfluss auf den Kraft-Zeit-Verlauf und somit auf die Kraftbelastungen hat.

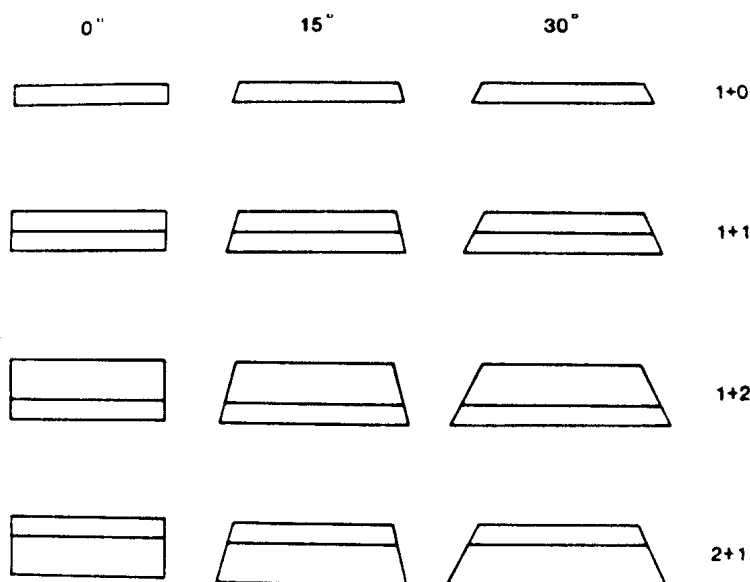


Abb. 38: Variation der Fersenhöhe (vertikal) und der Absatzabschrägung (horizontal) pro Zwischensohlenhärte (FREDERICK, CLARKE & HAMILL 1984)

Folgende Ergebnisse zeigten sich nach Auswertung der Daten: Höhe und Härte der Zwischensohle haben einen nicht linearen Zusammenhang zur maximalen Belastung, d.h. eine Erhöhung der Zwischensohle von 10mm auf 20mm zeigt einen größeren Effekt in der Reduzierung der Belastung als eine Erhöhung von 20mm auf 30mm. Im Falle der Härte der Zwischensohle zeigt eine Verminderung der Härte von 45 auf 35 shore eine größere Reduktion der Belastung als eine Verminderung von 35 auf 25 shore. Zusammenfassend stellen die Autoren fest, dass die optimale Kombination,

bezüglich der Dämpfungseigenschaften und der Rückfußkontrolle, eine 30mm hohe Zwischensohle mit Härte 35 shore und 15° Absatzabschrägung ist.

Aufgrund der Ergebnisse der Studien von CLARKE et al. 1983, SNEL et al. 1985 und NIGG et al. 1987, die zeigten, dass man die passive vertikale Kraftspitze F_{zi} nicht durch die Härte einer Zwischensohle beeinflussen kann, wurden neue Anstrengungen unternommen, um herauszufinden, ob durch spezielle Einlegesohlen Einfluss auf die passive vertikale Kraftspitze F_{zi} – und somit auf die Dämpfungseigenschaften – genommen werden kann. Die ersten, die sich hiermit beschäftigten, waren NIGG, HERZOG und READ 1988. In ihrer Studie untersuchten sie 16 beschwerdefreie Läufer, die mit zwei Laufschuhen (G1 = neutraler Schuh und G2 = Schuh mit Rückfußstabilisator) und jeweils vier Einlegesohlen, die unterschiedliche Härten aufwiesen, auf einer Laufstrecke, in die eine Kistler-Kraftmessplatte eingelassen war, getestet wurden. Untersucht wurden die passive vertikale Kraftspitze F_{zi} , die Zeit t_i bis zur passiven vertikalen Kraftspitze und die maximale Belastungsrate G_{zi} .

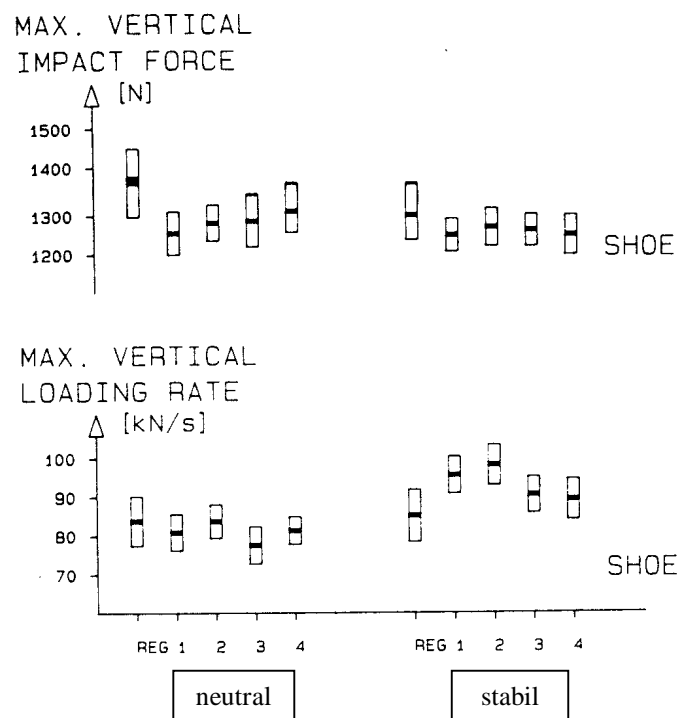


Abb. 39: Passive vertikale Kraftspitze (oben) und maximale Belastungsrate (unten) beim Laufen in einem neutralen (links) und einem stabilen (rechts) Laufschuh mit unterschiedlich harten Einlegesohlen (NIGG, HERZOG & READ 1988)

Wie aus obiger Abbildung ersichtlich, zeigen die Ergebnisse, dass sich weder die Werte der passiven vertikalen Kraftspitze noch die der maximale Belastungsrate ändern, so dass keine Unterschiede in der Dämpfungscharakteristik zwischen den einzelnen Bedingungen nachzuweisen waren.

LAKE, LAFORTUNE und VALIANT 1994 beschäftigten sich ebenfalls mit der Frage, ob die Härte der Zwischensohle Einfluss auf die vertikale Kraftbelastung hat. Ziel ihrer Untersuchung war zu sehen, ob mit Hilfe unterschiedlich harter Zwischensohlenschäume die Dämpfungseigenschaften im Fersenbereich beeinflusst werden kann. Im Gegensatz zu den bisherigen Untersuchungen wurde die Kraftbelastung direkt an der Fußsohle mittels druckaufnehmender Einlegesohlen gemessen. Zur Beantwortung der Fragestellung wurden die Belastungsrate („rate of loading“) und der maximale Druck („peak pressure“) im Fersenbereich ausgewertet und interpretiert. Wie aus der folgenden Abbildung ersichtlich, konnten Unterschiede zwischen den einzelnen Härten für die Belastungsrate und die maximalen Drucke gefunden werden. Keine Angaben sind über die Streuungen der Messgrößen erhältlich, so dass die Ergebnisse mit Vorsicht interpretiert werden müssen.

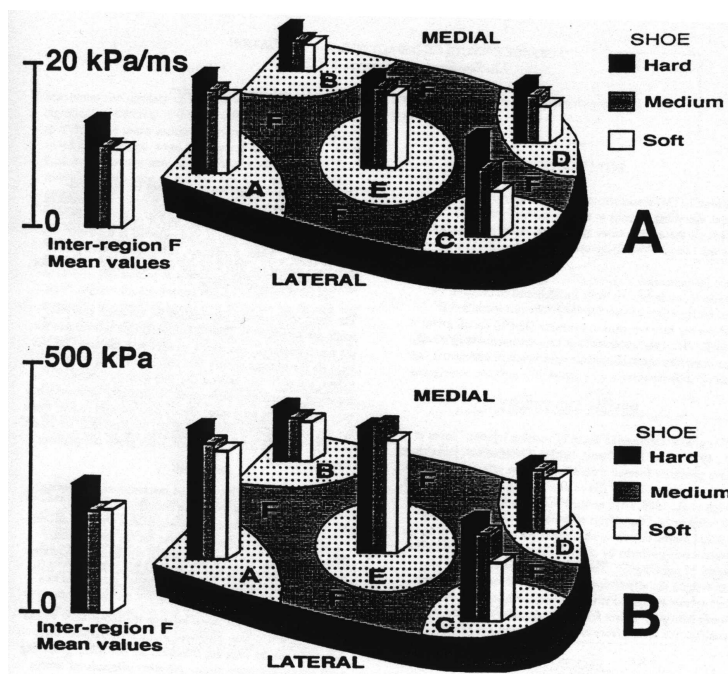


Abb. 40: Belastungsrate (A) und maximale Druckbelastungen (B) im Fersenbereich bei unterschiedlich harten Zwischensohlen (LAKE, LAFORTUNE und VALIANT 1994)

Ebenfalls mit dem Thema des Zusammenhangs von Zwischensohlenhärte und vertikaler Kraftbelastung beschäftigen sich LAFORTUNE, HENNIG und LAKE 1995 in ihrer Studie. Im Gegensatz zu den Studien, bei denen die Vertikalkraft im Laufen über einer Kraftmessplatte bzw. im Laufen im Schuh durch druckaufnehmende Einlegesohlen bestimmt wurden, lagen die Probanden auf einem Pendel („Human Pendulum“), das gegen eine Wand ausgelenkt werden konnte, so dass die Bestimmung der Vertikalkraft über die in der Wand befindlichen Kraftmessplatte vorgenommen werden konnte (siehe Abbildung 41).

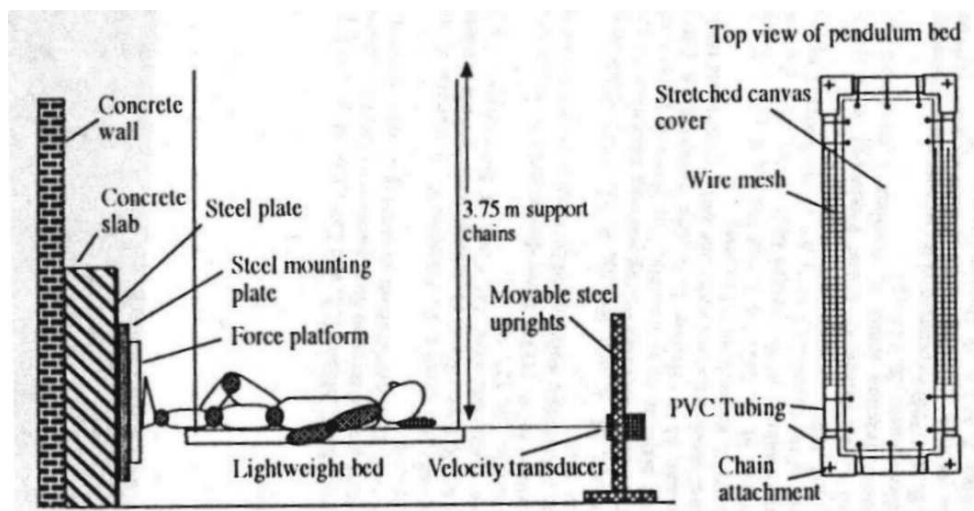


Abb. 41: Versuchsaufbau bei den Messungen mit dem Human Pendulum (LAFORTUNE & LAKE 1995)

Ziel der Untersuchung war zu sehen, ob mittels einer definierten Auslenkbewegung die vertikale Reaktionskraft an der Wand („wall reaction force“ WRF) durch unterschiedlich harte Sohlen zu beeinflussen ist. Die Ergebnisse der Studie zeigten, dass weichere Sohlen im Vergleich zu härteren Sohlen und zur Barfußbelastung geringere vertikale Belastungen aufwiesen.

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren in Kurzform dargestellt. Diese Untersuchungen werden deshalb nicht ausführlich besprochen, da sie entweder auf den oben dargestellten Untersuchungen aufbauen und somit eine Problemstellung nicht zuerst thematisierten oder sie für die Entwicklung von Sportschuhen keine zentrale Rolle gespielt haben.

Tab. 8: Weiterführende Literatur zum Bereich „schuhmechanische“ Faktoren und Dämpfung

Name	Jahr	Thema
Bates, B. et al.	1981	Einfluss der Sohlenhärten auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Nigg, B.M. et al.	1981	Einfluss der Sohlenhärten auf F_{zi}
Bates, B. et al.	1983	Einfluss unterschiedlicher Sohlenhärten auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Clarke, T.E. et al.	1983a	Einfluss der Sohlenhärten auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Clarke, T.E. et al.	1983b	Einfluss der Sohlenhärten auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Frederick, E.C. et al.	1984	Einfluss unterschiedlicher Laufschuhe (Härte, Dicke, Absatzabschrägung) auf Vertikalkraft (Impacter)
Snel, J. et al.	1985	Einfluss von Laufschuhen auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Kälin, X. et al.	1985	Materialtest vs. Personentest bei unterschiedlichen Sohlenhärten und Absatzhöhen auf F_{zi} und β_{\max}
Denoth, J. et al.	1985	Einfluss Materialtest vs. Personentest bei unterschiedlichen Sohlenhärten und Absatzhöhen auf F_{zi}
Nigg, B.M. et al.	1987	Einfluss unterschiedlicher Laufschuhe und Laufgeschwindigkeiten auf F_{zi} , t_{zi} , G_{zi}
Lüthi, S.M. et al.	1987	Einfluss Materialtest vs. Personentest bei unterschiedlichen Sohlenhärten auf F_{zi} , maximale Beschleunigung und $\Delta\beta_{10}$
Holden, J.P. et al.	1991	Einfluss unterschiedlicher Sportschuhe auf Bodenreaktionskraft und Gelenkmomente
Hennig, E.M.	1994	Einfluss unterschiedlicher Laufschuhe auf F_{zi} und P_{\max}
Hennig, E.M. et al.	1995	Einfluss unterschiedlicher Sohlenhärten auf F_{zi} , t_{zi} , gemessen mit dem Human Pendulum
Knicker, A.J. et al.	1995	Druckbelastungen in Arbeitsschuhen
Hennig, E.M. et al.	1995	Einfluss Sohlenhärte auf F_{zi} und Energierückführung, gemessen mit dem Human Pendulum

Name	Jahr	Thema
Lawless, D.L. et al.	1995	Einfluss unterschiedlicher Sohlenhärten auf Druck- und Kraftmessgrößen mittels des Human Pendulum
Wojcieszak, C. et al.	1995	Einfluss Einlegesohlen auf F_{zi} in Sport- und Konfektionsschuhen
DeWitt, B. et al.	1995	Einfluss der Zwischensohle auf Dämpfung
Lafortune, M.A.	1995	Rückfußkontrolle in Hallenschuhen bei Seitwärts- und Drehbewegungen
Kersting, U.G. et al.	1997	Einfluss von Rückfußstabilität auf Impact-Kräfte

3.3.2 „Biomechanische“ Faktoren

Wie im Kapitel „Einflussfaktoren der Bodenreaktionskräfte“ beschrieben, beschäftigen sich die Studien zu den biomechanischen Faktoren einerseits mit der Bestimmung von äußerlich messbaren Größen, die Einfluss auf die Belastung des Bewegungsapparats haben. Zusätzlich werden diese gemessenen Daten herangezogen, um über Modellierung und Simulation innere Kräfte im Menschen zu bestimmen.

Eine dieser gemessenen Größen ist die Bewegungsgeschwindigkeit. PAYNE 1981 untersuchte deren Einfluss auf die Bodenreaktionskräfte. Im Rahmen dieser Untersuchung mussten die Probanden bei drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten („normaler“ Gang, schneller Gang, Laufen) über eine Kraftmessplatte gehen bzw. laufen, wobei der Verlauf der drei Bodenreaktionskräfte aufgezeichnet und anschließend über die Stichprobe gemittelt wurde. Wie aus Abbildung 42 ersichtlich, zeigte sich, dass mit zunehmender Geschwindigkeit die Höhe der Kraftbelastung sowie der Zeitpunkt bis zur maximalen Belastung für alle drei Raumkomponenten zunehmen.

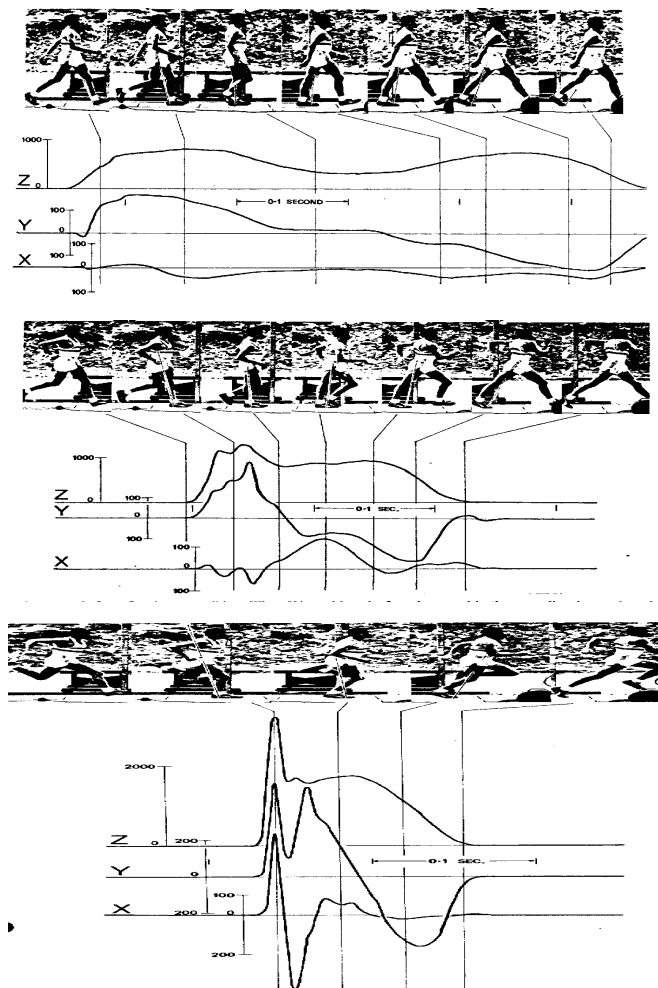


Abb. 42: Verlauf der Bodenreaktionskräfte (x, y, z) beim „normalen“ Gang (oben), beim schnellen Gang (Mitte) und beim Laufen (unten) (PAYNE 1981)

CLARKE, COOPER, CLARKE & HAMILL 1981 befassten sich ebenfalls mit dem Einfluss der Geschwindigkeit auf die Belastung beim Laufen. Im Gegensatz zur Untersuchung von PAYNE bestimmten sie die Belastung direkt am Menschen über Beschleunigungsmesser am Schienbein bei unterschiedlichen Geschwindigkeiten in der Laufbewegung. Wie aus Abbildung 43 ersichtlich, zeigte sich in dieser Studie, dass mit Zunahme der Laufgeschwindigkeit die gemessene Belastung am Menschen linear zunimmt (34% größere Belastung pro Erhöhung der Geschwindigkeit um 1.0 m/sec).

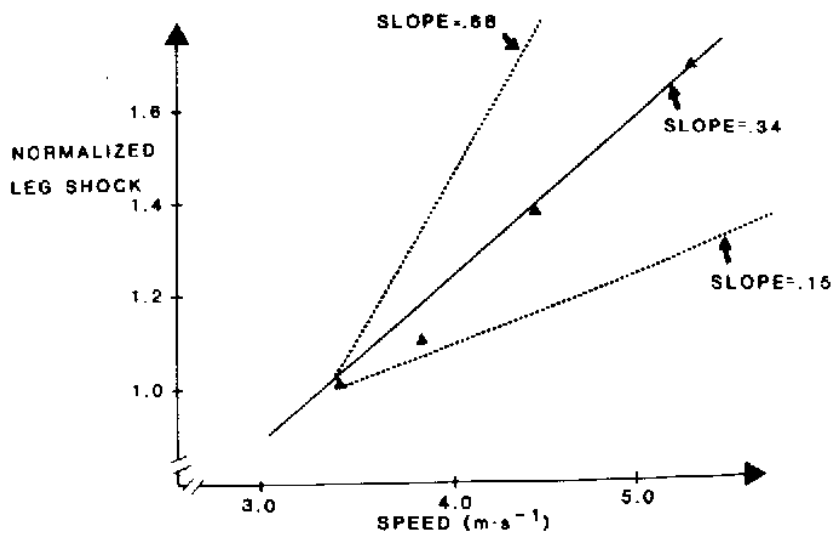


Abb. 43: Durchschnittliche Belastung (durchgezogene Linie) und Range (gepunktete Linie) am Schienbein bei unterschiedlichen Laufgeschwindigkeiten (CLARKE, COOPER, CLARKE und HAMILL 1981)

Mit dem Einfluss des Laufstils auf die Belastung des Bewegungsapparates beim Laufen beschäftigen sich CAVANAGH & LAFORTUNE 1980. Die Untersuchung beschäftigt sich mit der Frage, ob unterschiedliche Laufstile wie Rückfuß- oder Mittelfußläufer die Belastung auf den Bewegungsapparat verändern. Zur Beantwortung dieser Frage mussten Testpersonen über eine Kistler-Kraftmessplatte laufen, wobei die vertikale Bodenreaktionskraft aufgezeichnet und ausgewertet wurde. Wie aus der folgenden Abbildung zu sehen, ist der wesentliche Unterschied zwischen den Gruppen, dass die Rückfußläufer ein vertikales passives Kraftmaximum nach 23ms haben und die Mittelfußläufer nicht. Die Höhe des aktiven Kraftmaximums sowie dessen Zeitpunkt zeigten keine Unterschiede zwischen den Gruppen.

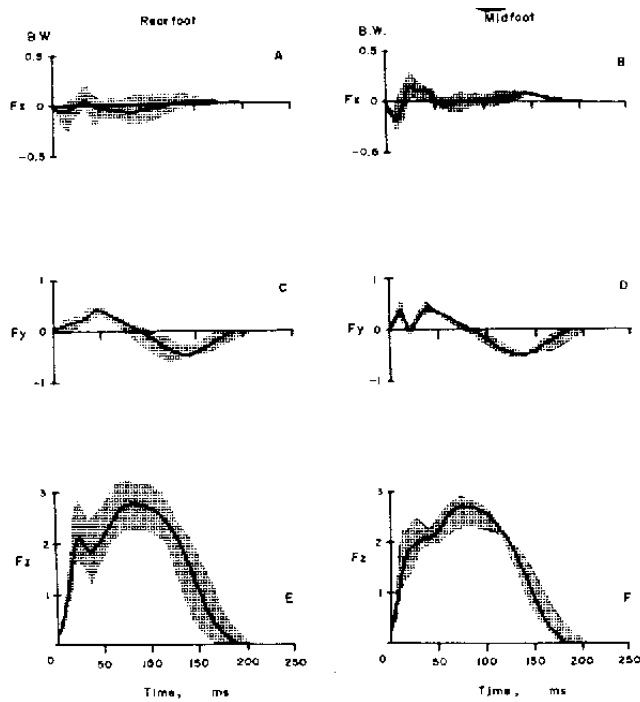


Abb. 44: Verlauf der vertikalen Bodenreaktionskraft bei Rückfuß- (links) und Mittelfußläufern (rechts) (CAVANAGH & LAFORTUNE 1980)

Die erste umfassende Studie, die sich mit dem Einfluss des Alters und des Geschlechts auf die Belastung beim Gehen beschäftigt, wird von CHAO, LAUGHMAN, SCHNEIDER und STAUFFER 1983 vorgestellt. Zur Bearbeitung der Fragestellung mussten sämtliche Testpersonen über eine Kraftmessplatte gehen, wobei die Bodenreaktionskräfte aller drei Raumrichtungen aufgezeichnet wurden. Die Stichprobe wurde in zwei Gruppen unterteilt, wobei Gruppe I älter (Mean: 58 Jahre) und Gruppe III jünger (Mean: 42 Jahre) war. Die Ergebnisse zeigen, dass weder das Alter noch das Geschlecht einen signifikanten Einfluss auf die Kraft-Belastungen während der Gangbewegung haben (siehe Tabelle 9).

Tab. 9: Messgrößen der Bodenreaktionskraft (x,y,z) bei Männern und Frauen im Gang (CHAO, LAUGHMAN, SCHNEIDER & STAUFFER 1983)

Parameter (% B. W.)	Men (n = 52)			Women (n = 55)		
	I (n = 32)	III (n = 20)	Total	I (n = 37)	III (n = 18)	Total
F_1^*	114 ± 9	111 ± 7	113 ± 8	107 ± 8	110 ± 7	108 ± 8
F_2^*	72 ± 9	74 ± 13	72 ± 11	75 ± 8	74 ± 8	75 ± 8
F_3	111 ± 9	112 ± 7	112 ± 8	110 ± 6	116 ± 10	112 ± 8
F_4	1.8 ± 1.9	3.6 ± 3.0	2.5 ± 2.4	1.7 ± 2.0	3.0 ± 1.4	2.1 ± 1.9
F_5^*	17.7 ± 4.0	17.0 ± 4.6	17.4 ± 4.2	15.1 ± 5.0	17.1 ± 3.8	15.7 ± 4.7
F_6^*	20 ± 3.9	19.9 ± 2.9	19.9 ± 3.5	16.7 ± 4.1	21.1 ± 4.0	18.1 ± 4.5
F_7	4.2 ± 1.4	5.2 ± 2.9	4.6 ± 2.1	3.6 ± 1.7	4.3 ± 2.8	3.8 ± 2.1
F_8	5.1 ± 1.8	4.4 ± 2.8	4.8 ± 2.2	4.6 ± 2.3	4.7 ± 2.1	4.6 ± 2.2
F_9	4.7 ± 2.0	4.6 ± 2.4	4.7 ± 2.1	4.2 ± 1.7	3.9 ± 2.2	4.1 ± 1.8

*Significantly correlated with 10 or more parameters ($p < 0.01$).

Mit der Frage, ob das Körpergewicht Einfluss hat auf die Kraft-Belastungen beim Laufen, beschäftigen sich FREDERICK & HAGY 1986. In ihrer Studie mussten Testpersonen mit unterschiedlichem Gewicht (leicht, mittel und schwer) und unterschiedlicher Geschwindigkeit (3.2m/sec – 4.6m/sec) barfuß über eine Kistler-Kraftmessplatte laufen, wobei die vertikale Bodenreaktionskraft (500 Hz) aufgezeichnet wurde. Wie aus der folgenden Abbildung ersichtlich, gibt es einen Zusammenhang zwischen Körpergewicht, Höhe der Kraft-Belastung und Geschwindigkeit. Je größer das Körpergewicht ist, desto größer ist auch F_z , wobei die Unterschiede zwischen den Gruppen bei großen Geschwindigkeiten deutlicher werden.

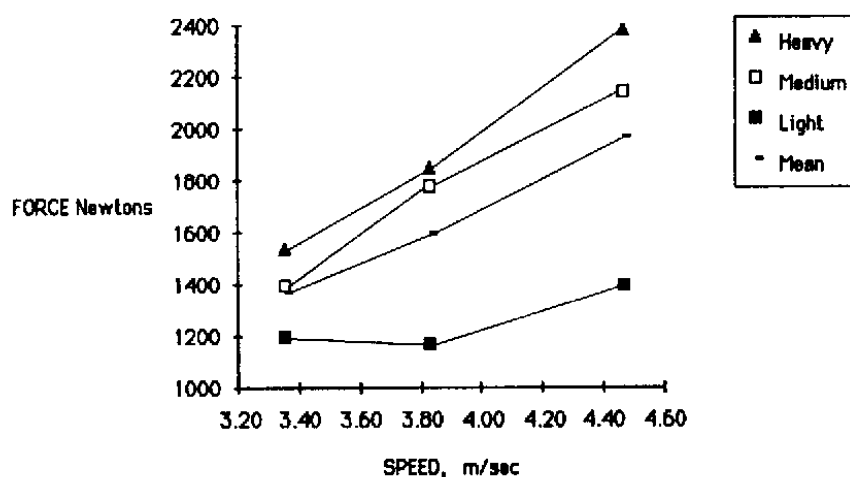


Abb. 45: Impact-Peak der vertikalen Bodenreaktionskraft bei leichten, mittelschweren und schweren Läufern und unterschiedlichen Geschwindigkeiten (FREDERICK & HAGY 1986)

Mit dem Einfluss der Fußform auf die Bodenreaktionskräfte beschäftigten sich NACHBAUER & NIGG 1992. Zu diesem Zweck wurde die Stichprobe in eine Gruppe mit Normalfüßen und eine Gruppe mit Füßen mit hohem Rist unterteilt. Anschließend wurden innerhalb dieser Gruppen nochmals unterteilt in Testpersonen mit hohem mittlerem und niederem Fußlängsgewölbe. Zur Beantwortung der Fragestellung, ob die Fußform die Bodenreaktionskräfte beeinflusst, mussten die Testpersonen über eine Kistler-Kraftmessplatte laufen, wobei die Bodenreaktionskräfte in allen drei Raumrichtungen aufgenommen und anschließend ausgewertet wurden. Wie aus den folgenden zwei Tabellen ersichtlich, zeigte sich, dass es keine Unterschiede zwischen den Gruppen und innerhalb der Gruppen bezüglich der vertikalen Bodenreaktionskraft gab. Unterschiede in den Horizontalkräften gab es in zwei Fällen, wobei, wie zu Beginn beschrieben, unklar ist, wie diese bezüglich der Belastung zu bewerten sind.

Tab. 10: Messgrößen der Bodenreaktionskraft bei den Testpersonen mit hohem Längsgewölbe (NACHBAUER & NIGG 1992)

Variable	Unit	Arch Height Group			ANOVA (P =)
		Low (N = 8)	Medium (N = 17)	High (N = 9)	
Vertical impact peak	{BW}	1.72 (0.33)	1.85 (0.42)	1.97 (0.41)	0.43
Vertical active peak	{BW}	2.71 (0.15)	2.64 (0.15)	2.62 (0.16)	0.44
Vertical average force	{BW}	1.51 (0.11)	1.55 (0.12)	1.52 (0.11)	0.76
Vertical impulse	{Ns}	69.5 (18.9)	80.0 (16.8)	82.2 (11.6)	0.23
Posterior peak	{BW}	-0.51 (0.07)	-0.47 (0.09)	-0.46 (0.06)	0.30
Rel time to post peak	{%}	23.1 (2.5)	22.0 (5.2)	22.7 (2.7)	0.82
Rel time to zero force	{%}	48.3 (3.3)	49.4 (2.7)	50.3 (3.3)	0.41
Anterior peak	{BW}	0.38 (0.04)	0.37 (0.05)	0.37 (0.04)	0.89
Rel time to ant peak	{%}	70.8 (2.2)	72.3 (2.4)	71.5 (2.2)	0.32
Posterior impulse	{Ns}	-16.2 (4.8)	-17.4 (4.1)	-17.6 (3.4)	0.74
Anterior impulse	{Ns}	13.9 (2.5)	15.7 (4.4)	15.4 (2.1)	0.50
Initial lateral peak	{BW}	-0.11 (0.13)	-0.09 (0.12)	-0.07 (0.09)	0.74
Initial medial peak	{BW}	0.11 (0.06)	0.12 (0.09)	0.13 (0.06)	0.81
Rel time to init med peak	{%}	17.0 (5.3)	12.6 (3.2)	12.1 (2.6)	0.03 ▷m, h
Second lateral peak	{BW}	-0.19 (0.09)	-0.16 (0.09)	-0.16 (0.09)	0.76
Second medial peak	{BW}	0.041 (0.018)	0.038 (0.036)	0.051 (0.033)	0.65
Mediolateral av force	{BW}	0.016 (0.022)	0.018 (0.041)	0.020 (0.021)	0.97

Tab. 11: Messgrößen der Bodenreaktionskraft bei den Testpersonen mit niederem Längsgewölbe (NACHBAUER & NIGG 1992)

Variable	Unit	Arch Flattening Group			ANOVA (P =)
		Low (N = 9)	Medium (N = 17)	High (N = 8)	
Vertical impact peak	(BW)	1.77 (0.36)	1.88 (0.41)	1.88 (0.44)	0.79
Vertical active peak	(BW)	2.62 (0.14)	2.70 (0.14)	2.59 (0.18)	0.20
Vertical average force	(BW)	1.49 (0.10)	1.57 (0.13)	1.51 (0.07)	0.16
Vertical impulse	(Ns)	78.0 (11.8)	81.2 (19.0)	73.9 (15.4)	0.54
Posterior peak	(BW)	-0.45 (0.08)	-0.49 (0.02)	-0.47 (0.04)	0.46
Rel time to post peak	(%)	24.0 (2.2)	21.7 (5.1)	22.4 (2.5)	0.39
Rel time to zero force	(%)	48.9 (3.4)	49.3 (3.2)	50.2 (2.5)	0.70
Anterior peak	(BW)	0.34 (0.05)	0.39 (0.04)	0.38 (0.05)	0.01
Rel time to ant peak	(%)	70.7 (1.1)	72.3 (3.0)	71.4 (1.2)	0.26
Posterior impulse	(Ns)	-17.1 (5.3)	-17.1 (3.4)	-17.6 (4.2)	0.96
Anterior impulse	(Ns)	14.9 (3.0)	15.2 (3.8)	15.5 (3.9)	0.96
Initial lateral peak	(BW)	-0.07 (0.09)	-0.11 (0.13)	-0.07 (0.07)	0.56
Initial medial peak	(BW)	0.10 (0.05)	0.11 (0.07)	0.13 (0.11)	0.79
Rel time to init med peak	(%)	13.7 (3.1)	13.8 (4.8)	12.6 (2.9)	0.80
Second lateral peak	(BW)	-0.15 (0.06)	-0.19 (0.10)	-0.18 (0.08)	0.56
Second medial peak	(BW)	0.04 (0.2)	0.04 (0.03)	0.05 (0.04)	0.80
Mediolateral av force	(BW)	-0.016 (0.011)	-0.023 (0.035)	-0.008 (0.015)	0.57

VALIANT 1993 beschäftigt sich mit der Frage, wie die Mindestanforderungen an die Rutschfestigkeit der Laufsohle in der Fortbewegung (Gehen und Laufen) auszu- sehen haben bzw. wie sich diese auf die Bodenreaktionskräfte auswirken. Mittels eines mechanischen Reibungstestgeräts, das die Gang- und Laufbewegung simulie- ren kann, wird der Zusammenhang von Reibung und daraus resultierenden Bodenre- aktionskräften untersucht. Die folgende Abbildung zeigt die translatorischen Rei- bungskräfte in der Gang- und Laufbewegung, die minimal benötigt werden in der Fortbewegung.

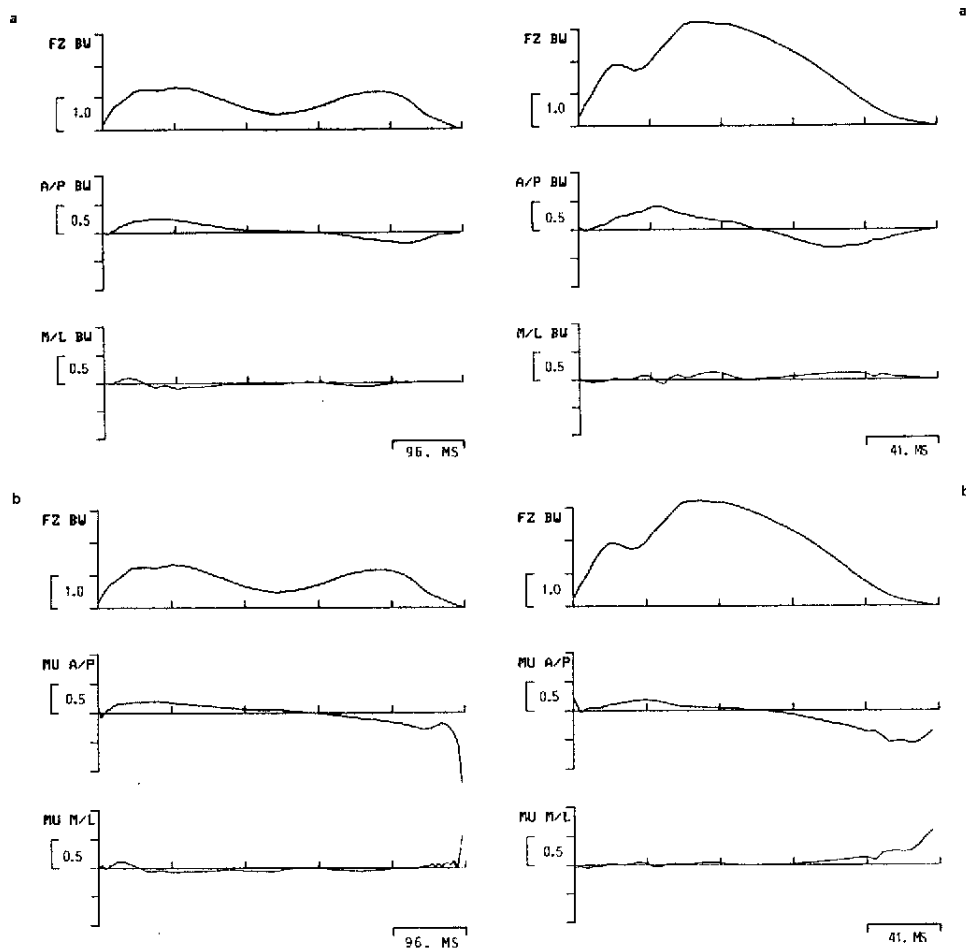


Abb. 46: Bodenreaktionskräfte der Gang- (links oben) und Laufbewegung (rechts oben) sowie dazugehörige minimal benötigte translatorische Reibung (links und rechts unten) (VALIANT 1993)

Eine neue Messmethode zur Bestimmung der vertikalen Kraftbelastungen stellt HENNIG 1994 vor. Im Gegensatz zur bisherigen Bestimmung der Kräfte auf Kraftmessplatten stellt HENNIG ein System vor, mit dem über druckaufnehmende Sensoren am Fuß Vertikalkräfte bzw. Druckbelastungen im Schuh, direkt unter der Fußsohle ermittelt werden können, so dass exaktere Werte der Belastung auf den menschlichen Bewegungsapparat bestimmt werden können. Das Ziel seiner Untersuchung war zu überprüfen, ob unterschiedliche Laufschuhe zu unterschiedlichen Belastungen führen. Hierzu mussten Testpersonen, die mit Drucksensoren am Fuß präpariert waren, mit zwei unterschiedlichen Laufschuhen auf dem Laufband laufen. Wie die folgende Tabelle zeigt, unterscheiden sich die gemessenen Belastungen in den Schuhen deutlich.

Tab. 12: Maximaldrucke während des Laufens in zwei unterschiedlichen (A und B) Laufschuhen (LH = laterale Ferse, MH = mediale Ferse, LM = lateraler Mittelfuß, MM = medialer Mittelfuß, M5 = Mittelfußkopf 5, M3 = Mittelfußkopf 3, M1 = Mittelfußkopf 1, H = Großzehe) (HENNIG 1994)

	LH	MH	LM	MM	M5	M3	M1	H
A	873	766	464	282	413	475	955	532
B	1038	825	356	169	396	530	800	535

FREYCHAT, BELLI, CARRET & LACOUR 1997 untersuchten den Einfluss der Fußposition am Boden (ab- bzw. adduziert) sowie die Stellung der Rückfußes zum Vorfuß und deren Auswirkung auf die Bodenreaktionskräfte (siehe Abbildung 47). Zur Beantwortung der Fragestellung mussten die Testpersonen barfuß über eine Kraftmessplatte laufen, die mit einem lichtempfindlichen Papier abgedeckt war, so dass die Position des Fußes exakt bestimmt werden konnte. Die Ergebnisse zeigen, dass die Testpersonen mit kleinerem Fußwinkel niedrigere vertikale Kraftbelastungen erfuhren. Keine Unterschied in den Kraftbelastungen zeigte die relative Orientierung des Rückfußes zum Vorfuß (siehe Tabelle 13).

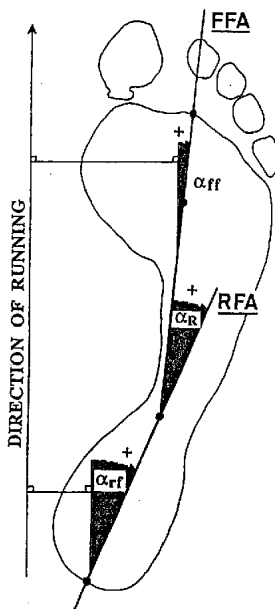


Abb. 47: Bestimmung des Fußwinkels (α_R) sowie der Rückfuß- (α_{rf}) und Vorfußorientierung (α_{ff}) relativ zur Laufrichtung (FREYCHAT, BELLI, CARRET & LACOUR 1997)

Tab. 13: Korrelationsmatrix zwischen den Messgrößen der Orientierung des Fußes und Messgrößen der Kraftmessung (FREYCHAT, BELLI, CARRET & LACOUR 1997)

Variables	αR	αf	αff
αS	+0.37*	+0.21	-0.34
αR	—	—	—
αf	+0.80***	—	—
αff	-0.61***	-0.01	—
$\alpha R - \alpha S$	+0.58***	+0.56***	-0.23
Stance time	-0.41*	-0.41*	+0.14
Fz impact peak	+0.20	+0.30	+0.06
Fz loading peak	+0.60***	+0.51**	-0.33
Loading rate	-0.10	+0.02	+0.18
Fy braking peak	+0.29	+0.32	-0.05
Fy propulsion peak	-0.11	-0.22	-0.11
Anteroposterior rate	+0.48**	+0.52**	+0.10
Fx medial peak	+0.16	+0.36*	+0.20
Fx lateral peak	-0.13	-0.08	+0.11
Mediolateral rate	+0.47**	+0.45**	-0.19
$\beta 1$	-0.38*	-0.00	+0.57**
$\beta 2$	-0.3	+0.05	+0.54**
$yD - yA$	-0.71***	-0.72***	+0.18
Mz phase 1	+0.45*	+0.34	-0.30
Mz phase 2	+0.18	+0.45*	+0.29
Mz phase 3	-0.19	+0.13	+0.48**

* $P < 0.05$; ** $P < 0.01$; *** $P < 0.001$.

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „biomechanische“ Faktoren in Kurzform dargestellt. Diese Untersuchungen werden deshalb nicht ausführlich besprochen, da sie entweder auf den oben dargestellten Untersuchungen aufbauen und somit eine Problemstellung nicht zuerst thematisierten bzw. umfassend bearbeitet haben oder sie für die Entwicklung von Sportschuhen nur eine untergeordnete Rolle gespielt haben.

Tab. 14: Weiterführende Literatur zum Bereich externe „biomechanische“ Faktoren und Dämpfung

Name	Jahr	Thema
Winter, D.A.	1980	Zusammenhang Belastung Gelenkmomente und Gang- bzw. Laufbewegung
Scranton, P.E. et al.	1982	Zusammenhang Belastung (Fz) und unterschiedliche Tapes beim Barfuß-Gang
Schneider, E. et al.	1983	Zusammenhang Geschlecht und Belastungen
Winter, D.A.	1983	Einfluss der Ganggeschwindigkeit auf die Kraft-Belastungen
Martin, P.E.	1985	Einfluss von zusätzlichem Gewicht auf die mechanische und physiologische Messgrößen
Frederick, E.C.	1986	Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf die Kraft-Belastungen
De Vita, P. et al.	1987	Zusammenhang Adaptation an Schuh und Kraft-Belastungen
Bahlsen, A. et al.	1987	Einfluss von zusätzlichem Gewicht auf die vertikale Kraft-Belastungen
Munro, C.F. et al.	1987	Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf die Kraft-Belastungen (x,y,z)
Williams, K.R. et al.	1987	Analyse der vertikalen Bodenreaktionskraft bei unterschiedlichem Laufstil bei Läuferinnen
Cavanagh, P.R.	1987	Bodenreaktionskräfte und Druckverteilung an der unteren Extremität beim Laufen
Steele, J. et al.	1988	Einfluss unterschiedlicher Bodenbeläge auf Bodenreaktionskräfte im Netzball
Boumans, E. et al.	1989	Lage des Kraftmaximums beim Laufen
Valiant, G.A.	1990	Einfluss der Geschwindigkeit auf die Belastung (gemessen durch Beschleunigungsmesser)
Cavanagh, P.R. et al.	1990	Einfluss des Laufstils auf die vertikale Bodenreaktionskraft
Miller, D.I.	1990	Einfluss der Geschwindigkeit auf die Bodenreaktionskraft (x,y,z)

Name	Jahr	Thema
Bobbert, M.F. et al.	1992	Analyse der Landephase beim Laufen (Bodenreaktionskräfte und Beschleunigungsmessungen)
Shorten, M.R. et al.	1992	Analyse der Laufbewegung bezüglich Kraftbelastungen
Martin, P.E. et al.	1992	Zusammenhang von Laufstil und Bodenreaktionskräften
Hennig, E.M. et al.	1993	Analyse der Laufbewegung bezüglich Kraftbelastungen durch Messungen der Bodenreaktionskraft und Beschleunigungsmessungen
McClay, I.S. et al.	1994	Kraftbelastungen (F_x , F_y , F_z) im Basketball
Pisciotta, J. et al.	1994	Druckbelastungen bei Kindern im Gang
Schnabel, G. et al.	1994	Einfluss der Laufgeschwindigkeit auf die Druckbelastung beim Laufen
Lake, M.J. et al.	1994	Druckbelastungen an der Ferse beim Laufen
Lafortune, M.A. et al.	1994	Vergleich der Druckbelastungen beim Laufen auf dem Laufband mit Laufen im Freien
Lafortune, M.A. et al.	1995	Simulierte Kraftbelastungen beim Laufen durch Human Pendulum
Eng, T.J. et al.	1997	Einfluss des Geschlechts auf Druckbelastungen bei Sprintbewegungen
Kersting, U.G. et al.	1999	Einfluss des Laufstils auf Druckbelastungen

Wie zu Beginn dieses Kapitels bereits erwähnt, befassen sich die Untersuchungen zu internen biomechanischen Faktoren mit der Bestimmung von Belastungen im Menschen auf der Grundlage der oben beschriebenen gemessenen Daten. Dies geschieht im Wesentlichen durch Modellierung und Simulation. Da diese Modellierungen und Simulationen, im Wesentlichen aufgrund der Reduzierung des komplexen menschlichen Bewegungsapparats auf einfache mechanische Modelle, bisher noch in den Anfängen stecken und deshalb auch keinen Einfluss auf die in dieser Arbeit beschriebene Thematik hatten, sondern vor allem der Einschätzung und Validierung der gemessenen Daten auf mögliche Belastungen dienten, werden sämtliche Untersuchungen nun in der folgenden Tabelle ergänzend hinzugefügt.

Tab. 15: Weiterführende Literatur zum Bereich interne „biomechanische“ Faktoren und Dämpfung

Name	Jahr	Thema
Boccardi, S. et al.	1981	Modellierung gemessener Bodenreaktionskräfte zur Bestimmung von Gelenkmomenten im Gang
Winter, D.A.	1983	Modellierung gemessener Bodenreaktionskräfte zur Bestimmung von Gelenkmomenten im Lauf
Harrison, R.N. et al.	1986	Modellierung gemessener Bodenreaktionskräfte zur Bestimmung von Gelenkmomenten im Lauf
Bobbert, M.F. et al.	1991	Modellierung gemessener Bodenreaktionskräfte zur Bestimmung von Gelenkmomenten im Lauf
Bobbert, M.F. et al.	1992	Modellierung der Landephase im Laufen
Engin, A.E. et al.	1993	Modellierung gemessener Bodenreaktionskräfte zur Bestimmung von Gelenkmomenten im Lauf
Dufek, J.S. et al.	1994	Modellierung von Kraftspitzen in der Landung
Stergiou, N. et al.	1994	Modellierung von Kraftspitzen in der Landung beim Laufen
Gerritsen, K.G. et al.	1995	Simulation der Impact Phase im Laufen
Reinschmidt, C. et al.	1995	Modellierung des Zusammenhangs von Absatzhöhe und Sprunggelenkmoment im Laufen
Cole, G.K. et al.	1995	Modellierung des Gelenk- und Fußbelastung im Laufen auf der Basis gemessener Daten
Baroud, G. et al.	1999	Finite Elemente Modellierung der Energierückgabe im Laufen

Folgend werden nun noch die Untersuchungen zu den biomedizinischen Faktoren dargestellt, so dass die wesentlichen Aspekte bzw. Untersuchungen zur Dämpfung im Laufen und in der Sportschuhentwicklung abgeschlossen werden können.

3.3.3 Biomedizinische Faktoren

Die Untersuchungen zu den biomedizinischen Faktoren beschäftigen sich, wie eingangs erwähnt (Seite 49), mit dem Einfluss biologischer Größen (z.B. Ermüdung) auf die Kraftbelastungen sowie mit der subjektiven Wahrnehmung der Belastung bzw. Dämpfung.

Eine Studie zum Einfluss der Ermüdung auf das Ausmaß der Kraftbelastungen wird von BRÜGGEMANN & ARNDT 1994 vorgestellt. In ihrer Untersuchung mussten die Testpersonen über einen Zeitraum von 45 Minuten auf dem Laufband laufen, wobei zu Beginn und nach jeweils 10 Minuten die vertikalen Kraftbelastungen im Schuh über druckempfindliche Einlegesohlen gemessen wurden. Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob die muskuläre Ermüdung Einfluss auf den Kraft-Zeit-Verlauf und somit die Kraftbelastungen während des Abrollvorgangs hat. Die in der folgenden Abbildung dargestellten Ergebnisse zeigen, dass es zu einer Reduktion des Impact Peaks mit Zunahme der Ermüdung kam.

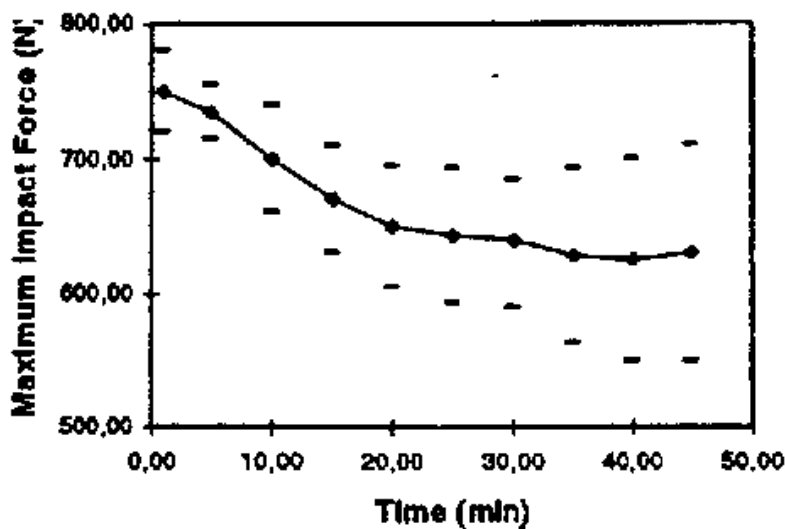


Abb. 48: Maximaler Impact Peak unter der Ferse während einer Ausdauerbelastung von 45 Minuten (BRÜGGEMANN & ARNDT 1994)

Die erste Untersuchung zum subjektiven Empfinden von Kraftbelastungen bzw. von Dämpfungseigenschaften wird von MILANI, HENNIG & VALIANT 1995 vorgestellt. In der Studie mussten die Testpersonen mit Laufschuhen, die sich nur in der Härte der Zwischensohle unterschieden, laufen. Während der Laufbewegung wurden über Druckmessungen im Schuh die vertikalen Belastungen gemessen. Zusätzlich mussten die Probanden ihre subjektive Wahrnehmung der Härte der Schuhe (und

somit der größeren Belastung) auf einer modifizierten Borg-Skala angeben. Das wesentliche Ziel der Studie war zu untersuchen, ob die subjektiv wahrgenommene Kraftbelastung mit der objektiv gemessenen vergleichbar ist. Wie die Ergebnisse in der folgenden Tabelle zeigen, korrelieren die gemessenen Werte für die Gesamtgruppe relativ hoch mit den subjektiv wahrgenommenen, wohingegen die Korrelation der gemessenen Werte für das Individuum bezüglich der subjektiv empfundenen nur gering ist.

Tab. 16: Korrelationen zwischen gemessenen biomechanischen (Druck, Impact und Pronation) und subjektiv empfundenen Größen (MILANI, HENNIG & VALIANT 1995)

Variables	MPF [Hz]	LR [BW/s]	Med. Heel [kPa]	Lat. Heel [kPa]	Pron [°]	Pron v [°/s]
perception	impact	perception	pressure	perception	rearfoot	perception
r (group)	+ 0.93	+ 0.76	+ 0.79	+ 0.79	+ 0.73	+ 0.77
r (ind.)	+ 0.55	+ 0.40	+ 0.36	+ 0.43	+ 0.31	+ 0.32

In der folgenden Tabelle werden weitere Untersuchungen zum Bereich „biomedizinische“ Faktoren in Kurzform dargestellt. Diese Untersuchungen werden deshalb nicht ausführlich besprochen, da sie entweder auf den oben dargestellten Untersuchungen aufbauen und somit eine Problemstellung nicht zuerst thematisierten bzw. nicht umfassend bearbeiteten oder sie für die Entwicklung von Sportschuhen keine zentrale Rolle gespielt haben.

Tab. 17: Weiterführende Literatur zum Bereich interne „biomedizinische“ Faktoren und Dämpfung

Name	Jahr	Thema
Lake, M.J. et al.	1995	Subjektive Wahrnehmung von Kraftbelastungen auf dem Human Pendulum
Hennig, E.M. et al.	1995	Subjektive Wahrnehmung der Dämpfung während des Impacts
Valiant, G.	1995	Subjektive Wahrnehmung der Dämpfung in Laufschuhen
Milani, T.L.	1999	Subjektive Wahrnehmung vs. gemessene biomechanische Messgrößen

4 Diskussion theoretischer Teil

Wie im einleitenden Kapitel beschrieben, lag das Interesse der Wissenschaft in der Erkennung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-)Sport, mit dem Ziel, Wissen über den Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, die die Belastung beim Sporttreiben reduzieren, so dass Beschwerden bzw. Verletzungen im Sport präventiv verhindert werden können. Von Beginn an wurden zwei Bewegungsmerkmale als mögliche Problemquelle für die Entstehung von Beschwerden gesehen: die Pronationsbewegung und der Kraft-Zeit-Verlauf während des Abrollvorgangs. In Kapitel 2 und 3 wurden die zentralen Untersuchungen beider Merkmale vorgestellt. Im nun folgenden Kapitel werden diese Untersuchungen einerseits inhaltlich und andererseits bezüglich ihrer ursprünglichen (und immer noch geltenden) Ziele diskutiert.

4.1 Die Pronationsbewegung

Mit dem mechanischen Einfluss des Schuhdesigns auf die Pronationsbewegung beschäftigen sich die Untersuchungen der schuhmechanischen Faktoren. Hintergrund war zu untersuchen, ob die Pronationsbewegung durch mechanische Veränderungen im Schuhbau reduziert werden kann.

Die Untersuchungen zum Einfluss der Schuhmechanik auf das Ausmaß der Pronationsbewegung zeigen unterschiedlichste Ergebnisse. CLARKE 1984 berichtet, dass die Höhe der Ferse keinen Einfluss auf das Pronationsausmaß hat. BATES 1979 stellt fest, dass eine Fersenerhöhung zu einer Reduktion der Pronation führt, wohingegen NIGG 1986 einen Zusammenhang zwischen größerer Fersenhöhe und einer größeren Pronation herstellt. KÄLIN 1983 stellt eine größere Pronation bei größerer Fersenhöhe nur bei sehr weichen Schuhen (shore 20) fest. Diese unterschiedlichen Ergebnisse haben dazu geführt, dass bis heute nicht klar ist, wie eine optimale Fersenhöhe (und somit auch Fersensprengung) in Sportschuhen aussehen soll. In der Umsetzung der Messergebnisse in den Schuhbau zeigt sich deshalb eine große Variabilität der Fersenhöhen bei den unterschiedlichen Marken und auch innerhalb einer Marke bei unterschiedlichen Modellen.

Hinsichtlich des Zusammenhangs der Größe der Absatzabschrägung und dem Ausmaß der Pronation gibt es ebenfalls unterschiedliche Messergebnisse und Meinungen: CAVANAGH 1980a & 1980c und SUBOTNICK 1981 fanden heraus, dass eine

mediale Absatzabschrägung die Pronation einschränkt, wohingegen eine laterale Absatzabschrägung den Hebel in Pronationsrichtung (und damit vor allem die initiale Pronation) erhöht. CLARKE 1984 hingegen stellt fest, dass weniger Absatzabschrägung zu einer größeren Pronationsbewegung führt. STACOFF und LÜTHI 1986 schließlich begründen in einem theoretischen Modell, dass eine Abschrägung immer zu einer Erhöhung der Pronationsbewegung führt. Auch NIGG und MORLOCK 1987 sowie NIGG und BAHLSEN 1988 stellen dies empirisch fest und empfehlen eine Abrundung des lateralen Fersenbereichs. Im Verlauf der Jahre wurden dennoch immer weniger Sportschuhe mit einer Absatzabschrägung gebaut, d.h. in der Umsetzung der Messergebnisse in die Praxis orientierten sich die Schuhfirmen im Wesentlichen an den Untersuchungen von CAVANAGH 1980a und 1980c, SUBOTNICK 1981, STACOFF & LÜTHI 1986, NIGG & MORLOCK 1987 und NIGG & BAHLSEN 1988. Heutzutage findet man so gut wie keine Sportschuhe mehr, die Abschrägungen in der Zwischensohle haben.

Ebenfalls unterschiedliche Messergebnisse gibt es bezüglich der Fragestellung, ob die Weichheit der Sohle Einfluss auf die Pronationsbewegung hat. CLARKE 1984 zeigt in seiner Studie, dass Shorehärten kleiner als 35 signifikant größere Pronationswerte liefern als härtere Sohlen (> 35 Shore). NIGG 1986 hingegen berichtet, dass das Ausmaß der Pronationsbewegung mit der Härte der Zwischensohle (Shore 25 – 45) zunimmt. HAMILL, BATES und HOLT 1992 bestätigen wiederum die Ergebnisse von CLARKE 1984, dass härtere Sohlen (Shore 70), im Vergleich zu weicheren (Shore 55 und 45), die Pronationsbewegung verringern. Wie im Falle der Absatzabschrägungen führten diese Messergebnisse in den 80er Jahren zu unterschiedlichen Sohlenhärten in Sportschuhen. Im Laufe der Zeit setzten sich jedoch die Ansichten von CLARKE 1984 und HAMILL, BATES & HOLT 1992 durch, d.h. heutzutage werden Sportschuhe (vor allem Laufschuhe) überwiegend mit härteren Zwischensohlen gebaut (shore 50-60). Der Grund, warum keine noch härteren Sohlen geschäumt werden, liegt vermutlich daran, dass bei diesen härteren Zwischensohlen, wie im Kapitel 3 beschrieben, größere Belastungen beim Abrollvorgang (vor allem während des Auftreffens auf den Boden) gemessen wurden.

Eindeutige Ergebnisse lieferten Untersuchungen zur Abhängigkeit der Fußachse (Varus – Valgus) und dem daraus resultierenden Pronationsausmaß. VAN WOENSEL und CAVANAGH 1992 sowie MILANI, SCHNABEL und HENNIG 1995 zeigen, dass die Größe der Pronation durch eine Valgusierung im Schuh zunimmt. Inhaltlich

bestätigen sie das theoretische Modell von STACOFF & LÜTHI 1986, die eine Vergrößerung der Hebel in medialer Richtung und ein damit verbundenes größeres Drehmoment vorhersagen, was zu einer Zunahme der Pronationsbewegung führen muß. Eine direkte Umsetzung dieser Ergebnisse in den Schuhbau erfolgte bisher nicht, d.h. Zwischensohlen haben heutzutage immer noch eine ebene Oberfläche, sind also nicht konturiert. Dies ist in gewisser Weise überraschend, da die Untersuchungen von VAN WOENSEL & CAVANAGH 1992 sowie MILANI, SCHNABEL & HENNIG 1995 durch Untersuchungen an Einlagen, die unterschiedliche Konturierungen (wie z.B. Gewölbstützen) haben (TAUNTON, CLEMENT, SMART, WILEY & MC NICOL 1985, SMITH & CLARKE 1986, CAIRNS, CATALANO & BEEBE 1991, KILMARTIN & POD 1994, KOGLER & VEER 1997 und STEFANYSHYN & NIGG 1997), bzw. durch Untersuchungen an Zwischensohlen mit unterschiedlichen medialen Stützen (NIGG 1986) unterstützt werden. Dennoch kam es indirekt zu einer Umsetzung in Form von Zwischensohlen, die mit zwei Härten geschäumt sind („Dual-Density“), wobei die mediale Seite härter geschäumt ist. Heutzutage werden Stabilitätsschuhe ausschließlich mit diesen Zweikomponentenschäumen ausgestattet, wobei Länge und Härte der medialen Schäumung variabel sind.

Hinsichtlich der Härte bzw. Platzierung der Fersenkappe und deren Auswirkung auf das Ausmaß der Pronationsbewegung zeigen sich erneut unterschiedliche Ergebnisse. FERRANDIS, GARCIA, RAMIRO, HOYOS & VERA 1994 zeigen, dass eine mediale Verstärkung der Fersenkappe zu einer Verringerung der Pronationsbewegung führt. VAN GHELUWE, TIELEMANS & ROOSEN 1995 hingegen schließen aus ihren Untersuchungen, dass eine steifere Fersenkappe zu keiner Verringerung der Pronationsbewegung führt. Diese Diskrepanz der Ergebnisse spiegelt sich auch in der Umsetzung im Schuhbau wieder, d.h. sowohl die Steifheit als auch die Platzierung und Form der Fersenkappen variieren ständig zwischen Marken und Modellen. Dennoch werden heutzutage in der Regel „Stabilitätsschuhe“ mit eher steifen Fersenkappen gebaut.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass unterschiedliche Möglichkeiten gefunden und untersucht wurden, wie durch das Schuhdesign die Pronationsbewegung beeinflusst werden kann. Dennoch ergaben sich überwiegend konträre Ergebnisse bei diesen Untersuchungen, so dass sich die Frage stellen kann, ob überhaupt eine Richtung durch eine Intervention erreicht werden kann oder ob nicht vielmehr

individuelle Lösungsstrategien bevorzugt werden, die dann zu diese konträren Ergebnisse führen. Das letztendliche Ziel, eine Reduktion der Pronationsbewegung durch gezielte Interventionen am Schuhdesign zu erreichen, konnte demnach nicht verwirklicht werden.

Wie in Kapitel 2 erläutert, befassen sich die Untersuchungen zu den biomechanischen Faktoren mit der mechanischen Betrachtung des Abrollvorgangs im Gang und Lauf, der Gang- bzw. Laufgeschwindigkeit und der Fußform und deren Einfluss auf die Pronationsbewegung. Hintergrund war einerseits der Versuch einer Klassifizierung der Pronationsbewegung in unterschiedliche Ausprägungsgrade (Überpronation, Normalpronation und Unterpronation), die Grundlage für eine mögliche Einteilung in potentielle Lauftypen ermöglichen sollte, für die dann bestimmte Schuhe empfohlen werden können. Ein weiteres Ziel war zu erkennen, ob das Pronationsausmaß von der Bewegungsgeschwindigkeit abhängt, was dann Berücksichtigung im Schuhbau (Schuhe für unterschiedliche Geschwindigkeiten) finden müsste. Überdies war von Interesse, ob das Ausmaß der Pronation von der Fußform abhängt, was letztendlich ebenfalls Einfluss auf die Leistenform des Schuhs haben muss.

Hinsichtlich der äußeren biomechanischen Faktoren wurde im Wesentlichen nur der Einfluss des Bodenbelags auf die Größe der Pronationsbewegung untersucht. Hierbei zeigte sich in der Untersuchung von BAUDZUS, FRANKEN & KRABBE 1986, dass auf weichen, punktelastischen Böden (z.B. Hallenböden) die Pronationsbewegung größer ist als auf harten Böden (z.B. Kunstrasen). Die niedrigsten Werte ergaben sich auf Naturböden (z.B. Rasen). Für die Umsetzung in die Schuhentwicklung spielten diese Ergebnisse eine untergeordnete Rolle, wobei sich die im vorigen Kapitel vorgestellten Ergebnisse, dass das Ausmaß der Pronationsbewegung mit der Härte des (Sohlen-)Belags abnimmt, bestätigen.

Zur mechanischen Betrachtung des Abrollvorgangs gibt es eine Vielzahl von Untersuchungen. BATES, OSTERNIG & MASON 1978 und 1979, NIGG & LÜTHI 1980, CAVANAGH, ANDREW & KRAM 1985, NIGG 1986, HAMILL 1987, CAVANAGH 1987, HAMILL, MURPHY & SUSSMAN 1987, MARTIN, GAGNON & PIERRYNOWSKI 1989, WILLIAMS, SNOW & AGRUS 1991, MC CLAY, ROBINSON & ANDRIACCI 1994 und MC CLAY & MANAL 1997 beschreiben übereinstimmend den Abrollvorgang im Laufen: Aufsatz der Ferse in Supinationsstellung, anschließende Pronationsbewegung in der Stützphase und schließ-

lich wieder eine Supinationsbewegung in der Abdruckphase. Unterschiede zeigen sich jedoch im Ausmaß der Pronationsbewegung (BATES: 4°, MARTIN: 10,8°, CAVANAGH: 10°, MC CLAY: 6,6°) und im zeitlichen Verlauf, z.B. bis zur maximalen Pronationsbewegung (BATES: 36%, CAVANAGH: 42%, NIGG: 25%). Eine Abgrenzung des Abrollvorgangs einer Überpronation von einer Normalpronation werden nur von CAVANAGH 1987 und MC CLAY 1997 vorgenommen, jedoch nicht begründet und auch nicht an Patienten mit Beschwerden im Vergleich zu Gesunden überprüft. Dieses Fehlen einer Abgrenzung spiegelt sich auch in der praktischen Anwendung wieder, d.h. obwohl keine begründeten Unterteilungen in Ausprägungsgrade vorliegen, werden heute in der praktischen Umsetzung (z.B. im Verkauf) individuelle und willkürliche Grenzen in der Klassifizierung der Pronationsbewegung gezogen und anschließend eine Zuordnung von Lauftyp zu einem bestimmten Schuhmodell (z.B. Stabilitätsschuh, Neutralschuh) vorgenommen.

Weiterführende Ergebnisse aus den Studien von WILLIAMS 1991 und MC CLAY 1997 zeigen einen eindeutigen Zusammenhang des Laufstils (Schrittbreite) zur Größe der Pronationsbewegung bzw. der Kupplung der Pronationsbewegung und der Knieinnenrotation, sie hatten jedoch keine Auswirkung auf das oben angesprochene Ziele der Klassifizierung der Pronationsbewegung in unterschiedliche Ausprägungsgrade und somit auf eine mögliche Einteilung in potentielle Lauftypen.

Eindeutige Ergebnisse zeigen sich bei den Untersuchungen von NILSSON 1984, ANDREW 1986 und SCHNABEL, HENNIG & MILANI 1994 bezüglich der Abhängigkeit des Ausmaßes der Pronationsbewegung von der Bewegungsgeschwindigkeit. Sämtliche Autoren zeigen, dass mit Zunahme der Geschwindigkeit auch das Pronationsausmaß sowie die Pronationsgeschwindigkeit zunehmen. Dies hätte eigentlich zur Folge haben müssen, dass z.B. Rennschuhe oder Spikes wesentlich stabiler gebaut sein müssten. Dies ist jedoch nicht der Fall, da Stabilitätsschuhe, aufgrund ihrer weniger flexiblen Zwischensohlen, eine (schnelle) dynamische Vorwärtsbewegung erschweren, was letztendlich zu einer Leistungsverminderung führen würde. Deshalb werden nach wie vor Stabilitätseinschränkungen bei Rennschuhen oder Spikes in Kauf genommen, um eine optimale Dynamik zu erlauben.

Zum Einfluss der Fußform auf die Pronationsbewegung gibt es – wie aus Kapitel 2.3.2 ersichtlich – nur eine Studie von NIGG, COLE & NACHBAUER 1993. Ihre Ergebnisse zeigen, dass die Höhe des Längsgewölbes das Ausmaß der Pronationsbewegung nicht beeinflusst. In der Umsetzung in die Schuhentwicklung werden die

fehlenden Informationen zu dieser Fragestellung bzw. die Ergebnisse aus der Studie von NIGG ersichtlich, d.h. der Leistenbau von Sportschuhen geschieht nach wie vor willkürlich und beruht meistens auf der Erfahrung des Leistenbauers bzw. auf den Erfahrungen des Verbrauchers (Sportlers). Deutlich wird dies in der Diskussion um die Biegung des Leistens (gerader Leisten, gebogener Leisten) und dessen Vor- und Nachteile bezüglich der Kontrolle der Pronationsbewegung.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass es zwar genügend Untersuchungen über den Verlauf des Abrollvorgangs der Gang- und Laufbewegung gibt, es aber dennoch bis jetzt nicht gelungen ist, eine Klassifizierung der Pronationsbewegung in unterschiedliche Ausprägungsgrade (Überpronation, Normalpronation und Unterpronation) zu erreichen. Auch hier kann sich die Frage stellen, ob eine solch pauschale Einteilung möglich ist oder ob nicht die Individualität des Menschen und dessen Kompensationsstrategien eine solche Einteilung unmöglich machen. Weiterhin ist bis heute nicht geklärt, ob es einen Zusammenhang von Fußform und Pronationsausmaß gibt, so dass eindeutige Empfehlungen für den Leistenbau nicht möglich sind.

Die Untersuchungen zu den biomedizinischen Faktoren schließlich beschäftigen sich mit einer „neuro-muskulären“ Betrachtung der Pronationsbewegung. Hintergrund dieses Zugangs ist die Frage, ob die Pronationsbewegung z.B. durch Krafttraining beeinflusst werden kann bzw. ob eine Ermüdung der Muskulatur zu einer Veränderung des Ausmaßes der Pronation führt.

Eindeutige Ergebnisse zeigen sich bezüglich der Ermüdung und der Größe der Pronationsbewegung in den Studien von BRÜGGEMANN & ARNDT 1994 und VAN GHELUWE, TIELEMANS & ROOSEN 1995. Beide Untersuchungen zeigen, dass das Ausmaß der Pronationsbewegung mit der Ermüdung der Muskulatur zunimmt. Über eine Umsetzung in die Entwicklung von Sportschuhen, die die Ermüdung der Muskulatur verzögern, wurde bisher nicht nachgedacht.

FELTNER, MACRAE, TURNER, HARTMAN, SUMMERS & WELCH 1994 zeigten schließlich, dass die Pronationsbewegung durch muskuläres Training beeinflussbar ist. Wie im Falle der Ermüdung gibt es auch hier noch keine Umsetzung in den Bereich der Sportschuhentwicklung.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass vereinzelt Studien zur „neuro-muskulären“ Betrachtung der Pronationsbewegung gemacht wurden, diese jedoch bisher keinen Einfluss auf die Entwicklung von Sportschuhen genommen haben.

In der Gesamtbeurteilung der bisherigen wissenschaftlichen Betrachtung der Pronationsbewegung kann festgehalten werden, dass es bisher nur unzureichend gelungen ist, Wissen über den Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, die Belastungen beim Sporttreiben, hervorgerufen durch eine zu starke Pronationsbewegung, zu reduzieren, so dass das eigentliche Ziel, Beschwerden bzw. Verletzungen im Sport präventiv zu verhindern, nicht erreicht werden konnte. Die Gründe hierfür können unterschiedlicher Art sein. Ein zentraler Grund kann in den Messgrößen zur Bestimmung der Pronationsbewegung liegen. Wie im Kapitel 2 beschrieben, wird die dreidimensionale Pronationsbewegung im Wesentlichen nur über eine Eversionsbewegung des Kalkaneus bestimmt, wobei diese über externe Hautmarker gemessen wird. Die eigentliche Pronationsbewegung jedoch findet im subtalaren Gelenk statt, so dass es fraglich ist, ob eine Reduktion der Dreidimensionalität auf eine Dimension und diese gemessen an Strukturen (Kalkaneus und Achillessehne), die weder örtlich noch funktional dem subtalaren Gelenk entsprechen, ausreichend ist zur Beschreibung der Pronationsbewegung.

Ein weiterer möglicher Grund wird direkt aus dem Ordnungsschema von STACOFF 1983 deutlich. Betrachtet man dieses Schema, so fällt auf, dass in wissenschaftlichen Studien versucht wird, die Bestimmung der Pronationsbewegung auf einen (überwiegend mechanischen) Faktor zu reduzieren. Dies beginnt mit einer sehr fraglichen Aufteilung in schuhmechanische, biomechanische und biomedizinische Faktoren, die die Pronationsbewegung beeinflussen sollen, und der Annahme, dass diese unabhängig voneinander bestimmbar sind. Fortgesetzt wird diese reduzierte Betrachtungsweise dann innerhalb dieser Faktoren, so dass schließlich ein Schuhfaktor (z.B. Höhe der Zwischensohle) oder ein biomechanischer Faktor (z.B. Laufgeschwindigkeit) übrigbleibt, dessen mechanischer Einfluss auf die Pronationsbewegung dann untersucht wird. Ob dies jedoch ausreichend ist zur Beschreibung einer funktionalen (Pronations-)Bewegung, ist sehr fraglich. Zu überlegen wäre, ob nicht eine Einteilung in mechanische und biologische Einflussfaktoren sinnvoller wäre und diese auch gemeinsam gemessen und analysiert werden, da biologische Faktoren (Muskulatur) den mechanischen Output beeinflussen können. Dies könnte auch die konträren Ergebnisse der oben beschriebenen Studien erklären, da eine menschliche Bewegung sehr individuell sein kann und Interventionen nicht nur mechanisch, sondern vor allem biologisch reguliert bzw. kompensiert werden.

Ein dritter Grund kann auch in der Messmethode liegen. Wie bereits beschrieben, werden zur Analyse der Pronationsbewegung zweidimensionale oder dreidimensionale Videoanalysen durchgeführt. CAPOZZO 1996 berichtet von zwei Hauptfehlerquellen bei dieser Art der Bewegungsanalyse: Methodische/instrumentelle Fehler und Haut-/Schuh-Artefakte. Unter methodischen/instrumentellen Fehlern werden systembedingte bzw. menschliche Ungenauigkeiten beim Digitalisiervorgang verstanden (COLE 1993). Methodische Fehler beinhalten u.a. Projektionsfehler (AREBLAD 1990, KARLSSON 1994, SOUTAS-LITTLE 1987) sowie Ungenauigkeiten im Anbringen der Marker (EDINGTON 1990). Haut-Artefakte bezeichnen im Wesentlichen das „Verschieben“ der Marker auf der Haut während der Bewegung. Für CAPOZZO 1996 sind diese Haut-Artefakte für gewöhnlich schwerwiegender als die methodischen/instrumentellen Fehler. Schuh-Artefakte schließlich beschreiben den „Bewegungsfehler“, den externe Schuhmarker im Vergleich zu den knöchernen Strukturen ausführen. REINSCHMIDT 1997 vermutet, dass externe Schuhmarker das Ausmaß der maximalen knöchernen Eversionsbewegung des Kalkaneus um bis zu 13.1° (minimal 4.3°) überschätzen können. Ältere Studien (CLARKE 1980, NIGG 1986) gehen von $2-3^\circ$ Differenz aus. Diese Fehlerquellen können für die überwiegend konträren Untersuchungsergebnisse der Untersuchungen zur Pronation verantwortlich sein. Dennoch zeigen die Studien zu den methodischen/instrumentellen Fehlern von SOUTAS-LITTLE 1987, EDINGTON 1990, AREBLAD 1990 und KARLSSON 1994 sowie die Studien zu den Haut-/Schuh-Artefakten von CLARKE 1980, NIGG 1986 und REINSCHMIDT 1997 einerseits große Differenzen in den Ergebnissen und andererseits große Streuungen bezüglich der Stichproben, so dass nicht klar ist, ob und wie schwerwiegend diese Fehlerquellen sind. Angaben zur Reliabilität der Messergebnisse werden bis auf Korrelationswerte nicht gemacht, so dass eine abschließende Beurteilung der Messmethoden nicht möglich ist.

Unter Berücksichtigung der in der Diskussion angesprochenen möglichen Gründe für das Scheitern des Erkennens von Belastungen beim Sporttreiben, die durch eine zu starke Pronationsbewegung hervorgerufen werden, muss man sich abschließend die Frage stellen, ob die Pronation nicht überschätzt wird bezüglich ihrer Rolle in der Erkennung von Belastungen oder Beschwerden beim Laufen. Dies hätte zur Folge, dass andere Merkmale (und unter Umständen auch Messmethoden) zur Quantifizierung von Belastungen und Beschwerden gefunden werden müssen.

4.2 Der Kraft-Zeit-Verlauf

Äquivalent zu den Untersuchungen zur Pronationsbewegung beschäftigen sich die Untersuchungen der schuhmechanischen Faktoren mit dem Einfluss des Schuhdesigns auf den Kraft-Zeit-Verlauf, vor allem in vertikaler Richtung. Ziel dieser Studien war zu prüfen, ob durch Änderungen im Schuhdesign eine Reduzierung der vertikalen Kraftwerte (und somit der Belastung auf den Bewegungsapparat) während des Abrollvorgangs erreicht werden kann.

Die Studien zum schuhmechanischen Einfluss auf den (vertikalen) Kraft-Zeit-Verlauf zeigen wiederum unterschiedlichste Ergebnisse: CLARKE, FREDERICK und COOPER 1983a & 1983b zeigen in ihren Untersuchungen zum Einfluss der Zwischensohlenhärte auf die Höhe des vertikalen Kraft-Zeit-Verlaufs, dass weichere Sohlen zu keiner Reduzierung des passiven Maximums führen, jedoch zu dessen zeitlichen Verzögerung. Dies wird von SNEL, DELLEMAN, HEERKENS und VAN INGEN SCHENAU 1985 sowie von NIGG, BAHLESEN, LÜTHI und STOKES 1987 bestätigt. BATES, JAMES, OSTERNIG und SAWHILL 1981 sowie BATES, OSTERNIG und SAWHILL 1983 hingegen beschreiben einen Einfluss der Härte auf die Höhe der vertikalen Bodenreaktionskraft, können jedoch keine Richtung angeben, da die Testpersonen individuell (d.h. in beiden Richtungen) auf weichere bzw. härtere Sohlen reagieren. STÜSSI, KÄLIN & STACOFF 1984 zeigen, dass sehr weiche (shore 25) und sehr harte (shore 55) Zwischensohlen zu größeren Werten in der vertikalen Bodenreaktionskraft führen als mittlere Härten (shore 40). FREDERICK, CLARKE und HAMILL 1984 schließlich zeigen, dass weichere Zwischensohlen prinzipiell zu einer Reduktion der vertikalen Kraftbelastung führen. Diese unterschiedlichen Ergebnisse haben dazu geführt, dass bis heute nicht klar ist, welche Zwischensohlenhärte die geringste Belastung produziert. Dies spiegelt sich auch in der Umsetzung im Bau von Sportschuhen über die Jahre wieder, d.h. zu Beginn gab es eine große Variabilität in der Zwischensohlenhärte zwischen einzelnen Modellen und Marken. Ende der 80er und zu Beginn der 90er Jahre wählten viele Hersteller dann eine mittlere Härte (shore 40-45), da diese Härte in den meisten Untersuchungen am unproblematischsten war.

Weiterhin haben diese differierenden Ergebnisse dazu geführt, dass nicht die Zwischensohle, sondern die Einlegesohle bezüglich ihres Einflusses auf die vertikale Kraftbelastung untersucht wurde, wie die Studie von NIGG, HERZOG und READ

1988 zeigt. Da diese Untersuchung jedoch auch keinen Zusammenhang zur Belastung feststellen konnte, wurde in dieser Richtung nur noch wenig weitergeforscht. Erst die Versuche mit dem Human Pendulum (HENNIG, LAFORTUNE und LAKE 1995, LAFORTUNE und LAKE 1995 sowie LAWLESS und LAFORTUNE 1995) griffen diese Thematik wieder auf und zeigten Unterschiede zwischen einzelnen Sohlenkonditionen. Da diese Pendelbewegung jedoch nicht der natürlichen Abrollbewegung entspricht, konnten diese Untersuchungsergebnisse die eigentliche Fragestellung nur unzureichend beantworten. Durch das Aufkommen der druckaufnehmenden Einlegesohlen konnte die Belastung direkt am Fuß gemessen werden. Erste Untersuchungen (LAKE, LAFORTUNE & VALIANT 1995) zum Einfluss der Sohlenhärte auf die vertikale Kraftbelastung zeigten Unterschiede an bestimmten Regionen der Ferse. Da jedoch keine Streuungswerte angegeben waren, müssen diese Ergebnisse mit Vorsicht genossen werden.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass, im Gegensatz zu den Untersuchungen zur Pronationsbewegung, im Wesentlichen nur die Härte der Zwischensohle und deren Zusammenhang zur vertikalen Kraft-Belastung untersucht wurde. Wie oben dargestellt, ergaben sich durchweg konträre Ergebnisse für die Messungen auf der Kraftmessplatte, so dass sich die Frage stellen kann, ob überhaupt ein Zusammenhang gefunden werden kann oder ob nicht wiederum individuelle Lösungsstrategien bevorzugt werden. Die Ergebnisse in den Versuchen mit dem Human Pendulum können aufgrund der unnatürlichen Bewegung (Falltest) nur bedingt herangezogen werden. Erste Ergebnisse in den Untersuchungen mit druckaufnehmenden Einlegesohlen scheinen vielversprechend zu sein, um Einblick in die Problematik zu bekommen. Das letztendliche Ziel, eine Reduktion der vertikalen Kraftbelastung durch Variationen schuhmechanischer Größen zu bekommen, konnte jedoch nicht erreicht werden.

Die Untersuchungen zu den biomechanischen Faktoren und deren Zusammenhang zur vertikalen Kraftbelastung beschäftigen sich, wie im Kapitel 3 bereits beschrieben, mit der Bestimmung der mechanischen Belastung auf den Bewegungsapparat durch äußere Messgrößen (z.B. Geschwindigkeit, Körpergewicht) sowie mit dem Zusammenhang dieser äußerlich gemessenen Größen und den daraus resultierenden inneren mechanischen Belastungen (durch Modellierungen und Simulationen). Ziel

der äußerlichen Betrachtung war einerseits der Versuch einer Klassifizierung des Kraft-Zeit-Verlaufs für unterschiedliche Laufstile, Altersgruppen, Geschlechter und Gewichtsklassen, die Grundlage für eine mögliche Einteilung in potentielle Lauftypen ermöglichen sollte, für die dann bestimmte Schuhe empfohlen werden können. Weiterhin war von Interesse, ob der Kraft-Zeit-Verlauf von der Bewegungsgeschwindigkeit abhängt, was dann im Schuhbau dahingehend Berücksichtigung finden müsste, dass Schuhe für unterschiedliche Geschwindigkeiten entwickelt werden müssten. Schließlich war ein weiteres Ziel der äußerlichen Betrachtung zu erkennen, ob der Kraft-Zeit-Verlauf von der Fußform abhängt, was dann letztendlich von großem Interesse für den Leistenbau wäre.

Ein wesentliches Ziel der Studien zu den inneren biomechanischen Faktoren war, aus den äußerlich gemessenen Größen resultierende innere mechanische Belastungen zu modellieren, um Aussagen machen zu können über die tatsächlichen Belastungen auf den Bewegungsapparat. Weiterhin war von Interesse, simulierte innere mechanische Belastungen mit real gemessenen äußeren Daten zu vergleichen, um zu überprüfen, ob die Simulation realitätsnahe Daten liefert.

Ein wesentlicher Forschungsschwerpunkt der äußeren Messungen beschäftigte sich mit dem Zusammenhang der Gang- bzw. Laufgeschwindigkeit und deren Auswirkung auf das Ausmaß der vertikalen Bodenreaktionskraft. PAYNE 1981 zeigt, dass mit zunehmender Geschwindigkeit die Höhe der Kraftbelastung sowie der Zeitpunkt bis zur maximalen Belastung zunimmt. WINTER 1980, WINTER 1983, FREDERICK und HAGY 1986, MUNRO, MILLER und FUGLEVAND 1987 sowie MILLER 1990 bestätigen diese Ergebnisse. Weitere Studien von CLARKE, COOPER, CLARKE und HAMILL 1981 sowie von VALIANT 1990 (Beschleunigungsmesser) und von SCHNABEL, HENNIG und MILANI 1994 (Druckverteilungsmessung), die den gleichen Zusammenhang, jedoch mit anderen Messmethoden untersuchten, bestätigen ebenfalls das Ergebnis von PAYNE. In der vorherrschenden Annahme, dass größere Kraft-, Druck- und Beschleunigungswerte größere Belastungen nach sich ziehen, müssten eigentlich Schuhe für schnelle Läufe (z.B. Spikes oder Rennschuhe) wesentlich besser gedämpft sein als Trainingsschuhe, was jedoch nicht der Fall ist. Hinsichtlich der oben beschriebenen Unklarheiten bezüglich der Höhe und Härte des Zwischensohlenmaterials und deren Auswirkung auf das Ausmaß von Kraft-, Druck- und Beschleunigungswerten und der Tatsache, dass flache, flexible Schuhe die Dynamik unterstützen, werden heutzutage Rennschuhe überwiegend be-

züglich der Höhe, Flexibilität und des Gewichts und nicht bezüglich ihrer Dämpfungseigenschaften optimiert.

Mit dem Einfluss des Gewichts auf das Ausmaß der vertikalen Bodenreaktionskraft beschäftigen sich FREDERICK und HAGY 1986. Wie aus ihren Ergebnissen ersichtlich, kommt es zu einer Zunahme in der Höhe der passiven vertikalen Kraftspitze mit zunehmendem Gewicht, wobei vor allem die leichte Gruppe (Gewichtsdurchschnitt: 50kg) sich von der mittleren (70kg) und der schweren Gruppe (90kg) abhebt. Überdies zeigen die Ergebnisse, dass mit zunehmender Geschwindigkeit die Unterschiede zwischen der leichten und den beiden anderen Gruppen immer deutlicher werden. BAHLESEN und NIGG 1987 konnten diese Ergebnisse nicht bestätigen. Der Grund für diese Diskrepanz liegt wohl daran, dass in der Studie von FREDERICK und HAGY große Differenzen im Gewicht zwischen den Gruppen existieren, wohingegen bei BAHLESEN und NIGG nur vergleichsweise kleine Zusatzgewichte (0.05 kg, 0.1 kg, 0.2 kg, 0.4kg, 0.6kg, 5.9kg und 10.7 kg) an den Probanden angebracht wurden. In der Schuhentwicklung umgesetzt wurden überwiegend die Ergebnisse von FREDERICK und HAGY, d.h. heutzutage werden z.B. Laufschuhe für unterschiedliche Gewichtsklassen angeboten, wobei es zusätzlich gedämpfte Schuhe vor allem für schwere Läufer gibt. In Anbetracht der Unklarheiten bezüglich der Höhe und Härte des Zwischensohlenmaterials und deren Auswirkung auf das Ausmaß von Kraftbelastungen muss man sich die Frage stellen, ob eine solche Einteilung sinnvoll ist.

Mit den Aspekten Alter und Geschlecht und deren Zusammenhang zum Ausmaß der Kraftbelastungen beschäftigten sich CHAO, LAUGHMAN, SCHNEIDER und STAUFFER 1983. Ihre Ergebnisse zeigen, dass sowohl das Alter als auch das Geschlecht keinen Einfluss auf die vertikale Bodenreaktionskraft in der Gangbewegung haben. Bestätigt werden diese Ergebnisse von SCHNEIDER und CHAO 1983. ENG und FEWSTER 1997 hingegen beschreiben Geschlechtsunterschiede von 20% (Männer > Frauen), wobei ihre Messung bei einer Sprintbewegung durchgeführt und mit druckaufnehmenden Einlegesohlen im Schuh aufgenommen wurden. Obwohl es bisher keinen eindeutigen Anhaltspunkt gibt, dass eine Unterscheidung nach Geschlecht bezüglich der Höhe der Dämpfung in der Laufbewegung sinnvoll ist, wird heutzutage eine Unterscheidung in Damen- und Herrenmodelle vorgenommen, die u.a. auf unterschiedlichen Shore-Härten beruht. Berücksichtigt man zudem die Ungewissheit bezüglich der Höhe und Härte des Zwischensohlenmaterials und deren

Auswirkung auf das Ausmaß von Kraftbelastungen, muss man sich allerdings die Frage stellen, ob eine solche Unterteilung im Schuhbau sinnvoll ist.

Der Einfluss des Laufstils auf den Kraft-Zeit-Verlauf war Inhalt der Untersuchung von CAVANAGH und LAFORTUNE 1980. Ziel der Untersuchung war zu sehen, ob die Höhe der Kraftbelastung (vor allem der passiven vertikalen Kraftspitze) vom Aufsetzpunkt beim ersten Bodenkontakt abhängt. Die Ergebnisse zeigen, dass bei Rückfußläufern, im Gegensatz zu den Mittelfußläufern, eine große passive vertikale Kraftspitze vorliegt. WILLIAMS, CAVANAGH und ZIFF 1987, CAVANAGH, VALIANT und MISEVICH 1990 sowie MILLER 1990 bestätigen dieses Ergebnis. Detaillierte Angaben zur Unterteilung Rückfuß-Mittelfuß-Vorfuß werden nur von CAVANAGH, VALIANT und MISEVICH gemacht. Genaue Daten über die prozentuelle Verteilung der Aufsetzpunkte fehlen. Eine Umsetzung der Ergebnisse in den Schuhbau erfolgte bisher nicht, d.h. es wurden keine unterschiedlichen Schuhaufbauten für die unterschiedlichen Laufstile entwickelt.

Den Einfluss der Fußform auf den Kraft-Zeit-Verlauf untersuchten NACHBAUER und NIGG 1992. Ihre Ergebnisse zeigten keine Unterschiede in der Kraftbelastung bei unterschiedlich hohem Fußlängsgewölbe. FREYCHAT, BELLI, CARRET und LACOUR 1997 hingegen fanden Unterschiede in der Höhe der Belastung, abhängig von der individuellen Fußform, d.h. in der Orientierung des Vorfußes zum Rückfuß (Fußwinkel). Außer diesen zwei Studien gab es keine weiteren zum Zusammenhang der Fußform und des Kraft-Zeit-Verlaufs. Ähnlich wie im Falle der Pronationsbewegung bedeutet dies für die Umsetzung in der Schuhentwicklung, dass der Leistenbau nach wie vor willkürlich geschieht und auf der Erfahrung des Leistenbauers oder des Sportlers beruht. Im Falle der Ergebnisse von FREYCHAT, BELLI, CARRET und LACOUR gibt es erste Versuche, über die Leistenform Beweglichkeit in den Schuh zu bekommen, so dass der Fußwinkel individuell eingestellt werden kann.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass es unzählige Untersuchungen gibt, die versuchen, über äußere Messgrößen die mechanische Belastung auf den Bewegungsapparat zu bestimmen. Dennoch ist es bis heute nicht gelungen, eine Klassifizierung des Kraft-Zeit-Verlaufs für unterschiedliche Laufstile, Altersgruppen, Geschlechter und Gewichtsklassen zu bekommen, die Grundlage für eine mögliche Einteilung in potentielle Lauftypen ermöglicht, für die dann bestimmte Schuhe empfohlen werden können. Ähnlich wie im Fall der Pronationsbewegung muss man sich die Frage stellen, ob eine solch pauschale Einteilung überhaupt möglich ist oder ob nicht

die Individualität in der Regulation von Bewegungen eine solche Einteilung unmöglich macht. Weiterhin ist bis jetzt nur unzureichend geklärt, ob der Kraft-Zeit-Verlauf von der Fußform abhängt, so dass eindeutige Empfehlungen an den Leistenbau möglich sind.

Wie zu Beginn dieses Kapitels bereits erwähnt, befassen sich die Untersuchungen zu den inneren biomechanischen Faktoren häufig damit, dass sie aus den äußerlich gemessenen Größen resultierende innere mechanische Belastungen modellieren, um Aussagen machen zu können über die tatsächlichen Belastungen auf den Bewegungsapparat. Überdies beschäftigen sie sich mit der Simulation innerer mechanischer Belastungen und dem Vergleich zu real gemessenen äußeren Daten zur Überprüfung, ob die Simulation realitätsnahe Daten liefert. Da diese Modellierungen und Simulationen, im Wesentlichen aufgrund der Reduzierung des komplexen menschlichen Bewegungsapparats auf einfache mechanische Modelle, bisher noch in den Anfängen stecken und deshalb auch keinen Einfluss auf die in dieser Arbeit beschriebene Thematik haben, wird auf eine Diskussion der Untersuchungen zu den inneren biomechanischen Faktoren verzichtet.

Die Untersuchungen zu den biomedizinischen Faktoren und deren Zusammenhang zum Kraft-Zeit-Verlauf beschäftigen sich mit dem Einfluss biologischer Größen (z.B. Ermüdung) sowie mit der subjektiven Wahrnehmung der Belastung. BRÜGGEMANN und ARNDT 1994 konnten zeigen, dass mit Zunahme der Ermüdung die Belastung zurückging. Dieses etwas überraschende Ergebnis kann unter Umständen dadurch erklärt werden, dass z.B. der Kniehub, der maßgeblich für die Höhe der Gesamtbelastung zuständig ist, in der Ermüdungsphase kleiner wurde. Angaben hierzu gab es jedoch keine. Im Zuge einer Umsetzung in die Schuhentwicklung spielte diese Studie demnach keine Rolle.

MILANI, HENNIG und VALIANT 1995 fanden in ihrer Studie heraus, dass die subjektiv empfundenen Belastungen nur gering mit den gemessenen korrelieren, so dass das Ziel dieser Untersuchung, eine bessere Messgröße zur Bestimmung der Belastung zu finden (als z.B. das Gewicht, das Alter und der Laufstil), die die Auswahl von Sportschuhen erleichtert, nicht erreicht werden konnte.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass vereinzelt Studien zur neuromuskulären Betrachtung des Kraft-Zeit-Verlaufs vorliegen, diese jedoch bisher keinen Einfluss auf die Entwicklung von Sportschuhen genommen haben.

In der Gesamtbeurteilung der bisherigen wissenschaftlichen Betrachtung des Kraft-Zeit-Verlaufs kann somit festgehalten werden, dass es bisher nur unzureichend gelungen ist, Wissen über den Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, die Belastungen beim Sporttreiben, hervorgerufen durch zu große vertikale Kräfte (vor allem während der Auftreffphase), zu reduzieren, so dass das ursprüngliche Ziel, Beschwerden bzw. Verletzungen präventiv zu verhindern, nicht erreicht werden konnte. Die Gründe hierfür können vielseitig sein. Ein wesentlicher Grund wird aus dem Ordnungsschema nach STACOFF 1983 deutlich. Wie im Falle der Pronationsbewegung wird überwiegend versucht, den Kraft-Zeit-Verlauf mittels eines (mechanischen) Faktors zu bewerten, wobei wiederum angenommen wird, dass schuhmechanische, biomechanische und biomedizinische Faktoren unabhängig voneinander messbar und auszuwerten sind. Ob diese Betrachtungsweise der Analyse des funktionalen Abrollvorgangs gerecht wird, ist fraglich. Wie im Falle der Pronationsbewegung wäre es unter Umständen sinnvoller, eine Einteilung in mechanische und biologische Faktoren zu treffen und diese gemeinsam zu messen, zu analysieren und zu interpretieren, da die Muskelkraft den mechanischen Output maßgeblich beeinflussen kann. Dies könnte auch die konträren Ergebnisse der oben beschriebenen Studien erklären, da eine menschliche Bewegung sehr individuell sein kann und Interventionen nicht nur mechanisch, sondern vor allem biologisch reguliert bzw. kompensiert werden.

Ein weiterer Grund kann auch in der Messmethode liegen. Wie in Kapitel 3 beschrieben, wurde der Kraft-Zeit-Verlauf bis Mitte der 90er Jahre maßgeblich auf Kraftmessplatten bestimmt. Im Gegensatz zur Videoanalyse gibt es bei den Kraftmessungen auf der Platte keine methodischen und instrumentellen Fehler bzw. Hautartefakte, die die Validität der Ergebnisse prinzipiell in Frage stellen. Dennoch fällt auf, dass über den Kraft-Zeit-Verlauf überwiegend nur dann eindeutige Aussagen gemacht werden können, wenn die Messungen, wie im Fall der Untersuchungen zum Gang- bzw. Laufstil, barfuss durchgeführt wurden. Sobald ein Schuh mit im Spiel war, gab es sehr konträre und stark streuende Ergebnisse, wie im Falle der Untersuchungen zu den schuhmechanischen Faktoren. Somit stellt sich zwangsläufig die Frage, ob Aussagen über die Kraftbelastungen am Menschen, sofern sie nicht direkt

an der Fußsohle gemessen werden, die Realität überhaupt widerspiegeln und somit sinnvoll in der Analyse des Kraft-Zeit-Verlaufs eingesetzt werden können. Erste Ergebnisse von Studien, die die Belastung über druckaufnehmende Einlegesohlen bestimmten (HENNIG 1993 und 1994) und die Unterschiede (wenn auch nur minimale und mit großen Streuungen versehen) in der Belastung zwischen unterschiedlichen Schuhen feststellen konnten, zeigen, dass unter Umständen die Wahl dieser Messmethode der Kraftmessung auf Platten vorzuziehen ist.

Ein weiterer Grund könnte in den Messgrößen liegen, mit denen üblicherweise die passiven Belastungen beschrieben werden. Wie zu Beginn des Kapitels 3 beschrieben, wird der Kraft-Zeit-Verlauf und damit die aktiven und passiven Belastung auf den Bewegungsapparat während des Abrollvorgangs, überwiegend durch Messgrößen der vertikalen Bodenreaktionskraft beschrieben. Wie aus Studien am Tiermodell bekannt ist (HORCAJADA, DAVICCO, COLLIGNON, LEBECQUE, COXAM und BARLET 1999, INMAN, WARREN, HOGAN und BLOOMFIELD 1999), braucht der Bewegungsapparat vertikale Kraftbelastungen zur Aufrechterhaltung der Knochendichte und somit zur Verletzungsprophylaxe. Weiterhin zeigt z.B. die Studie von GRIMSTON, ENGSBERG, KLOIBER und HANLEY 1991, dass sich bei Läuferinnen mit Stressfrakturen weniger die passiven vertikalen Kräfte als vielmehr die aktiven (Propulsion) vertikalen sowie vor allem die horizontalen (medio-lateral und antero-posterior) Kraftbelastungen von gesunden Läuferinnen unterscheiden. Somit muss man sich die Frage stellen, ob eine Reduktion der Belastungsbestimmung auf die vertikale Dimension (und dort überwiegend die passive Auftreffphase) ausreichend ist oder ob nicht zusätzlich horizontale Kräfte als mögliche Faktoren in der Entstehung von Beschwerden in Betracht gezogen und somit auch analysiert werden sollten. Da dies bis jetzt nur über Kraftmessplatten und nicht über druckaufnehmende Einlegesohlen möglich ist, diese aber, wie oben beschrieben, genauere Aussagen über die Belastungen während des Abrollvorgangs erwarten lassen, stellt sich abschließend die Frage, ob dann nicht die Messgrößen, die den Verlauf des Abrollvorgangs beschreiben (z.B. über den Verlauf der Ganglinie), denen, die ausschließlich die Druckhöhen bewerten, zur Analyse von Bewegungen vorgezogen werden sollten.

Die Diskussion der Pronationsbewegung und des Kraft-Zeit-Verlaufs haben deutlich gezeigt, dass das übergeordnete Ziel der wissenschaftlichen Betrachtung, sich entsprechendes Wissen über Veränderungen in der Konstruktion bzw. im Aufbau von

Sportschuhen anzueignen und anschließend zur Prävention von Beschwerden und Verletzungen im Sport einzusetzen, bisher nicht erreicht wurde. Überraschend ist, dass bis auf wenige Studien (z.B. LÜTHI, FREDERICK und HAWES 1986, GRIMSTON, ENGSBERG, KLOIBER und HANLEY 1991) nie ein direkter Verletzungsbezug untersucht wurde, d.h. die Studien wurden überwiegend an gesunden Probanden durchgeführt, so dass eine Abgrenzung zu einem pathologischen Abrollvorgang und den daraus ableitbaren Empfehlungen zur Prävention von Beschwerden gar nicht möglich war. Dies ist vielleicht auch der Grund, warum, wie aus der Einleitung ersichtlich, nach wie vor Knie- und Achillessehnenbeschwerden am häufigsten auftreten, obwohl die Erkennung der zugrundeliegenden Belastungen dieser Beschwerden ein großes Ziel der in Kapitel 2 und 3 beschriebenen Studien war.

Für zukünftige Forschungen bedeutet dies, dass zum einen unbedingt Patienten ins Studiendesign integriert werden müssen. Zum anderen muss abschließend geklärt werden, welche der überwiegend verwendeten Messmethoden (Video, Kraftmessung, Druckmessung) oder welche anderen Methoden (EMG) sinnvoll einsetzbar sind, so dass valide und reliable Messdaten zur Auswertung vorliegen. Weiterhin muss geprüft werden, welche Messgrößen den funktionalen Abrollvorgang am besten beschreiben, so dass eventuell eine genaue Unterscheidung zwischen krank und gesund möglich wird.

5 Chronische Achillessehnenbeschwerden

5.1 Einleitung und Problemstellung

Wie im theoretischen Teil dargestellt, wurde ein Zusammenhang zwischen typischen Beschwerden beim Laufen (bzw. bei anderen Sportarten) und ihren Ursachen nur sehr unzureichend untersucht. Obwohl neuere epidemiologische Studien zeigen, dass Achillessehnenbeschwerden eine zentrale Rolle im Sport spielen (siehe Kapitel 1), zeigte sich, dass bisher noch kein wissenschaftlich gesicherter Bezug zwischen häufig auftretenden Beschwerden wie chronischen Achillessehnenbeschwerden und einzelnen biomechanischen Variablen, wie z.B. der Pronationsbewegung des Fußes oder der Gelenkbeweglichkeit im Knie- und Sprunggelenk, hergestellt werden konnte. Dennoch wird vermutet, dass diese Parameter einen Einfluss auf die Beschwerdeentstehung haben. Weiterhin ist bisher ungeklärt, ob und auf welche Weise die genannten biomechanischen Größen bei gesunden Läufern und Läufern mit chronischen Achillessehnenbeschwerden durch eine funktionale Störung (z.B. Fehlstellung) entstehen. Unklar ist ebenfalls, welche Form und welcher Aufbau des Sportschuhes (Laufschuhes) unter Umständen bei der Entstehung bzw. Vorbeugung der chronischen Achillessehnenbeschwerden eine Rolle spielen. Obwohl sich viele Untersuchungen mit der mechanischen Betrachtung der Pronationsbewegung bzw. des Kraft-Zeit-Verlaufs und dem Zusammenhang bzw. dem Aufbau von Sportschuhen beschäftigt haben (siehe Kapitel 2 und 3), konnte bisher – aus den in Kapitel 4 beschriebenen Gründen – keine sinnvolle Umsetzung dieser Ergebnisse in den Schuhbau verwirklicht werden, die zu einer Verringerung typischer Beschwerden im Sport geführt hätte. Ungeklärt ist weiterhin, ob anthropometrische Größen, vor allem das Gewicht und das Alter, bei der Entstehung von chronischen Achillessehnenbeschwerden eine Rolle spielen. Häufig spekuliert wurde auch, ob Beschwerden auf Grund von trainingsspezifischen Maßnahmen entstehen. Vor allem der Trainingsumfang, der Untergrund bzw. das Trainingsalter wurden diesbezüglich häufig genannt. Diese Punkte darzustellen und zu erörtern ist Inhalt dieses Kapitels.

Zunächst ist es jedoch wichtig, chronische Achillessehnenbeschwerden bezüglich ihrer Relevanz einzuordnen, d.h. zu überprüfen, mit welcher Häufigkeit sie im Laufsport vertreten ist. Dies geschieht im folgenden Abschnitt.

5.2 Epidemiologie und Häufigkeiten von Beschwerden im Laufsport

Die zunehmende Beliebtheit des Laufsports seit Beginn des Joggingbooms in den 70er Jahren führte zu einer Steigerung von Verletzungen und Überlastungsschäden in der täglichen Praxis. Wie aus den in der Einleitung dargestellten Untersuchungen aus den Jahren zwischen 1978 und 1999 ersichtlich, waren sowohl im Bereich des Leistungssports, als auch bei Freizeitläufern insbesondere Kniebeschwerden ein zentrales Problem. Große epidemiologische Untersuchungen von JAMES 1978, CLEMENT 1981, MARTI 1988 und VAN MECHELEN 1992 ergaben, dass 30-50% aller Beschwerden, die im Laufsport beobachtet werden, um die Region des Kniegelenkes lokalisiert sind. Häufige Krankheitsbilder waren das femoro-patellare Schmerzsyndrom (Chondropathia patellae), Ansatzentzündungen der Patellarsehne und die Tendinitis der Patellarsehne selbst. Als weitere häufige Beschwerdelokalisationen wurden Ansatzentzündungen des Tractus iliotibialis und das Iliotibial-Band-Syndrome genannt.

Ursächlich für die Beschwerden wurden in der Vergangenheit hauptsächlich eine ungenügende Schockabsorption auf hartem Untergrund, Achsfehlstellungen der unteren Extremität sowie Trainingsfehler angenommen (CLEMENT 1981, MACERA 1992, VAN MECHELEN 1992, ROSS 1993 und COWAN 1996). Dies hatte zur Folge, dass eine verbesserte Dämpfung des Schuhmaterials zur Schockabsorption und eine vermehrte Berücksichtigung von Laufbelastungen auf „weichen“ Untergründen zur Reduktion der Kniebeschwerden gefordert wurden. Diese Forderung der adäquaten Dämpfung führte zur Entwicklung unterschiedlichster Dämpfungskonzepte in der Schuhindustrie, die sich überwiegend durch eine deutliche Zunahme in der Weichheit und der Höhe des Dämpfungsmaterials auszeichneten. Weiterhin gewannen unebene und unruhige Laufuntergründe (Waldboden, Schotter, Rinden- und Finnenbahnen) zunehmend an Beliebtheit, da ihnen eine reduzierte Kraftbelastung auf den Bewegungsapparat zugesprochen wurde. Ein objektiver Nachweis, dass durch die genannten Maßnahmen eine Reduktion der Beschwerdehäufigkeit im Laufsport eingetreten ist, konnte jedoch bisher nicht abschließend geführt werden. In aktuellen Publikationen zeigt sich (MACERA 1989, GALLOWAY 1992, JONES 1993, KVIST 1994 und FREDERICSON 1996), dass es zu einer Veränderung des Beschwerdeprofils im Laufsport gekommen ist, d.h. Beschwerden im Bereich der Lendenwirbelsäule, vor allem aber im Bereich der Achillessehne haben in der jüngsten Vergangenheit deutlich zugenommen. Die Häufigkeit von Achillessehnenbeschwer-

den im Laufsport in den frühen Untersuchungen von JAMES 1978, GUDAS 1980 und CLEMENT 1981 lag, je nach Patientengut und Autor, zwischen 6% und 11%, wobei nicht näher nach verschiedenen Lokalisationen differenziert wurde. Bei den aktuelleren Publikationen (MACERA 1989, GALLOWAY 1992, JONES 1993, KVIST 1994 und FREDERICSON 1996) hingegen lag der Anteil deutlich höher (19% - 30%), wobei ebenfalls keine Differenzierung nach Lokalisation vorgenommen wurde. Eine aktuelle retrospektive Untersuchung an 875 Läufern (BECK 1999, KRAUSS 1999 und MAYER 1999) aus den Jahren 1997 und 1998 (siehe Abbildung 49) zeigte ebenfalls einen erhöhten Anteil an Achillessehnenbeschwerden (23.7% bei Männern und 16.5% bei Frauen) im Laufsport. Der Anteil an Kniebeschwerden war dabei deutlich rückläufig (Männer 20.6%, Frauen 19.9 %).

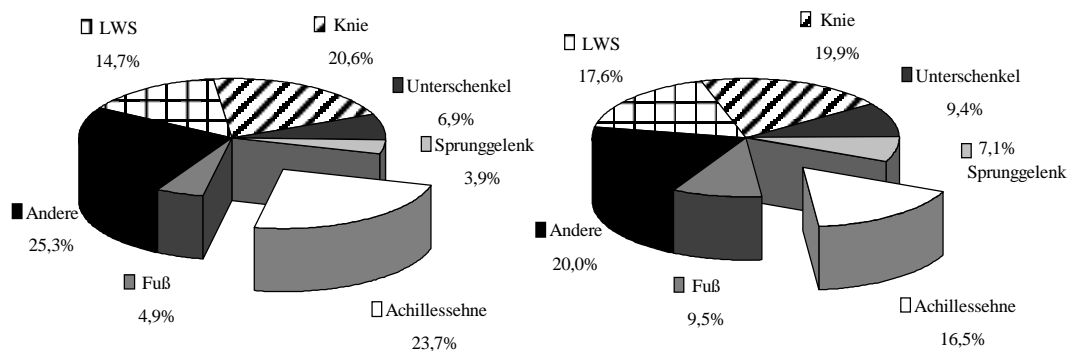


Abb. 49: Häufigkeiten und Lokalisationen von Beschwerden im Laufsport bei Männern (links) und Frauen (rechts) (MAYER & GRAU 1999)

Da Achillessehnenbeschwerden heutzutage einen zentralen Platz in der Häufigkeit von Laufbeschwerden einnehmen, stellt sich nun vor allem die Frage, wie diese Beschwerden diagnostiziert werden und wie der klinische Verlauf ist. Dies wird im Folgenden behandelt.

5.3 Diagnose und Verlauf von Achillessehnenbeschwerden

Die exakte Diagnose und die eindeutige Klassifizierung der Beschwerdemuster von Achillessehnenbeschwerden ist sowohl in medizinischer als auch in biomechanischer Hinsicht ein noch nicht zufriedenstellend gelöstes Problem. Vor allem im deutschen Sprachraum werden Achillessehnenbeschwerden unter der Diagnose der „Chronischen Achillodynie“ zusammengefasst (SEGESSER 1995, BECK 1999 und MOVIN 1998), obwohl sich die chronische Achillodynie bei differenzierter Betrachtung des Beschwerdekompleses in 4 Lokalisationen einteilen lässt: Veränderungen und Ent-

zündungen an der Achillessehne selbst, Pathologien des Begleitgewebes, Beschwerden am calcanearen Ansatz und Schmerzen im Bereich des Schleimbeutels zwischen Sehne und Calcaneus. Da Veränderungen der Sehne und des Begleitgewebes klinisch schwierig zu unterscheiden sind, wird häufig eine Unterscheidung der Achillessehnenbeschwerden in insertionale und nicht-insertionale Lokalisationen getroffen (CLEMENT 1984, GALLOWAY 1992, SEGESSER 1995, FREDERICSON 1996 und MAYER 1999), wobei unter nicht-insertionalen Pathologien entzündliche (Tendinitis) und degenerative Veränderungen (Tendinose) der Achillessehne selbst bzw. des Begleitgewebes (Peritendinitis/Peritendinose) verstanden werden. Zu den insertionalen Beschwerden zählen im Wesentlichen die Ansatz-tendinose am Calcaneus und die Bursitis (siehe Abbildung 50).

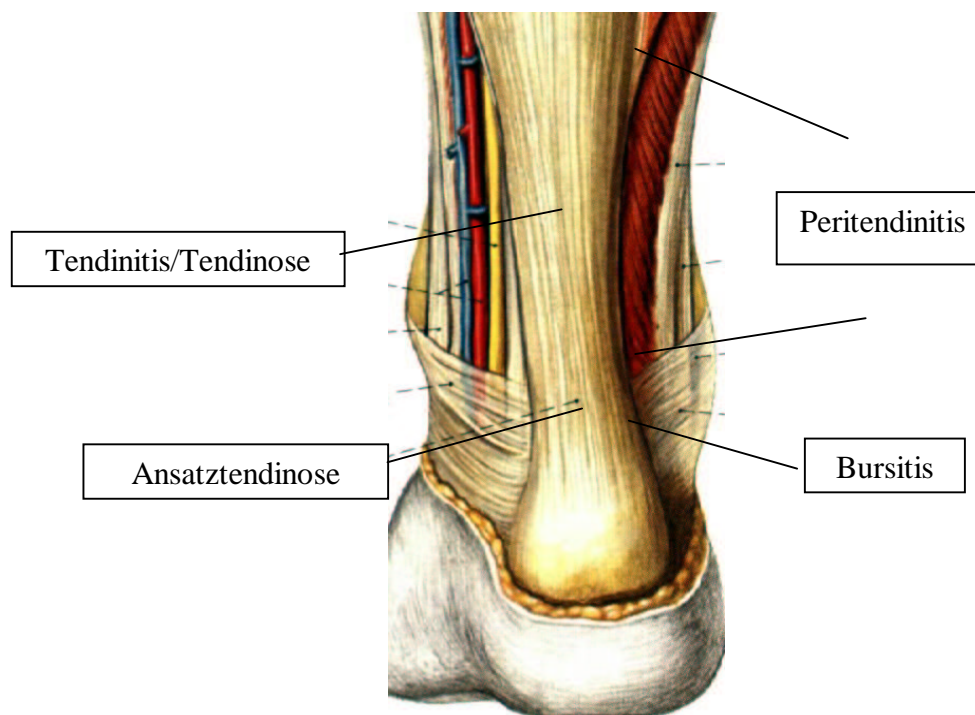


Abb. 50: Typische Beschwerdebilder bei Läufern mit Achillessehnenbeschwerden (SOBOTTA 1982)

Bezüglich der Häufigkeit der unterschiedlichen Lokalisationen fand SEGESSER 1995 in einer Studie mit 680 Achillodyniepatienten heraus, dass bei 71% eine Peritendinitis, bei 12% eine Insertionstendinose, bei 8% Teilrupturen und bei 4% Rupturen der Achillessehne vorlagen. In der bereits beschriebenen Analyse von 875 Läufern in den Jahren 1998 und 1999 (MAYER & GRAU 1999) zeigten sich bei klini-

scher Differenzierung bei der Hälfte der Patienten Beschwerden im Bereich des Peritendineums, gefolgt von 25% Ansatzbeschwerden und ebenfalls 25% Beschwerden der Sehne selbst.

Abschließend ist nun noch von Interesse, welche Ursachen hinter Achillessehnenbeschwerden vermutet werden. Dies wird im letzten Abschnitt angegangen.

5.4 Ursachen von Achillessehnenbeschwerden im Laufsport

Hinsichtlich der Ursachen von belastungsabhängigen Beschwerden der Achillessehne werden unterschiedliche Ansätze verfolgt. ARCHAMBAULT 1995, FREDERICSON 1996 und KHAN 1999 berichten, dass bei körperlichen Belastungen Zugkräfte an der Achillessehne zwischen 2000 und 7000 N vorliegen. In Studien am Tiermodell konnte nachgewiesen werden, dass sich die Sehne an die entsprechende Belastung anpasst, sofern ausreichend Zeit für diesen Adaptationsprozess zur Verfügung steht (ZAMORA 1988 und ARCHAMBAULT 1995). Wird die individuelle maximale Belastbarkeit der Sehne während dieser Zeit überschritten, können Mikroverletzungen resultieren.

Ein zentraler Faktor für die Beschwerdeentstehung bei chronischen Achillessehnenbeschwerden im Laufsport wird der biomechanischen Belastung der Sehne während des Abrollvorganges des Fußes zugeschrieben. Meistens werden zwei Hauptursachen genannt: 1) Durch mechanische Reizung von außen (z.B. durch eine Fersenkappe) entsteht eine Verdickung des Peritendineums einschließlich einer Veränderung der Sehne selbst und 2) aufgrund einer falschen Fersenführung kommt es zu asymmetrischen Zugverhältnissen an der Sehne, die wiederum zu Scherkräften mit sekundärer Pathologie des Begleitgewebes bzw. der Sehne führen. Weitere Faktoren für einen veränderten Zug der Achillessehne werden in Fußfehlstellungen oder einer insuffizienten Fixierung des fibularen Bandapparats gesehen (JAMES 1978, CLEMENT 1984, JORGENSEN 1990, SOMA 1994). CLEMENT 1984 und HINTERMANN 1998 erwähnen überdies die Möglichkeit einer – zusätzlich zur ohnehin physiologisch bestehenden 45°-Rotation der Achillessehne – Verdrehung der Achillessehne bei Laufbelastungen, die dann ebenfalls wieder zu Scherkräften und asymmetrischen Zugverhältnissen führen soll. Häufig wird auch eine Überpronation bzw. eine veränderte Funktion des subtalaren Gelenkes (einschließlich der Innenrotation der Tibia) ursächlich für Achillessehnenbeschwerden angeführt (JAMES 1978, CLEMENT 1984 und HINTERMANN 1998). Kritisch angemerkt werden muss in diesem Zu-

sammenhang allerdings, dass auch hier der objektive Beleg durch prospektive Untersuchungen noch nicht geführt wurde. Unklar bleibt, warum viele Läufer mit exzessiver Pronation keine Beschwerden entwickeln und andererseits bei einigen Läufern bereits ein gering vermehrtes Ausmaß an Pronation möglicherweise tatsächlich an der Beschwerdeentstehung beteiligt ist (HINTERMANN 1998). CAVANAGH 1999 beschreibt in einer aktuellen Studie die Bedeutung des Fußes als sensorisches Organ für den muskulären Input der gesamten unteren Extremität. Diese Ansicht birgt vielleicht Möglichkeiten, dass weitergehende Einsichten in mögliche biomechanisch begründete Entstehungsmechanismen von Achillessehnenbeschwerden gewonnen werden können.

Als weitere Ursache für die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden wurde in der Vergangenheit, wie im einleitenden Kapitel bereits angedeutet, außerdem ein zu hoher Trainingsumfang und eine überhöhte Intensität angenommen (CLEMENT 1981, MACERA 1989 & 1992, VAN MECHELEN 1992, BRILL 1995 und MCCRORY 1999). Objektiv belegt werden konnte indes nur wenig: MACERA 1989 und WALTER 1989 berichteten über zunehmende Beschwerdebhäufigkeit ab einem Trainingsumfang von 20 Meilen/Woche (entsprechend 32 km/w), fanden jedoch keine Korrelation zwischen der Laufgeschwindigkeit und der Verletzungshäufigkeit. Das Laufen auf unterschiedlichen Untergründen, Bergauf- und Bergabläufe sowie Tempoläufe konnten bisher nicht mit erhöhter Beschwerdeentstehung in Verbindung gebracht werden (JACOBS 1986, MACERA 1989, WALTER 1989, JONES 1993 und BECK 1999). Diskutiert wird ebenfalls die Rolle der Vorerfahrung bei Läufern, da bei einem Trainingsalter unter 3 Jahren und bei Rekruten ohne Lauferfahrung gehäuft Beschwerden gefunden wurden (BRILL 1995, JACOBS 1986, JONES 1993). Die Bedeutung von Vorverletzungen scheint unumstritten (MARTI 1988, WALTER 1989, MACERA 1989 und MACERA 1992).

Abschließend lässt sich festhalten, dass aufgrund der Literaturlage und der täglichen klinischen Erfahrung zu erwarten ist, dass eine veränderte Funktion des subtalaren Gelenks in der Dynamik sowie die trainingsspezifischen Messgrößen die zentralen Gründe für die Entstehung von chronischen Achillessehnenbeschwerden sind. Aus diesem Grund befasst sich die folgende empirische Untersuchung mit der Analyse dieser Größen. Zusätzlich wird noch das Thema der Überpronation bearbeitet, da, wie in Kapitel 4 besprochen, einerseits unklar ist, ob die Pronationsbewegung über-

haupt eine Rolle spielt in der Beschwerdeentstehung von chronischen Achillessehnenbeschwerden und andererseits nicht abschließend geklärt ist, ob die bisher überwiegend verwendete Messmethode (Video) überhaupt eine sinnvolle Analyse der Pronationsbewegung zulässt.

Nachdem nun die Grundlagen zur Häufigkeit, zur vermuteten Entstehung und zum Verlauf von Achillessehnenbeschwerden besprochen wurden, wird im nächsten Kapitel der methodische Ansatz erörtert und diskutiert, mit dem ein möglicher Zusammenhang von chronischen Achillessehnenbeschwerden und biomechanischen, klinischen und/oder trainingsspezifischen Parametern in dieser Arbeit untersucht wird.

6 Methode

6.1 Einleitung

Die Diskussion der Pronationsbewegung und des Kraft-Zeit-Verlaufs haben deutlich gezeigt, dass das übergeordnete Ziel der wissenschaftlichen Betrachtungsweise, sich entsprechendes Wissen über Veränderungen in der Konstruktion bzw. im Aufbau von Sportschuhen anzueignen und anschließend zur Prävention von Beschwerden und Verletzungen im Sport einzusetzen, bisher noch nicht erreicht ist. Überraschend war, dass bis auf wenige Studien nie ein direkter Verletzungsbezug untersucht wurde, d.h. die Studien überwiegend an gesunden Probanden durchgeführt wurden, so dass eine Abgrenzung zu einem pathologischen Abrollvorgang und möglichen ableitbaren Empfehlungen zur Prävention von Beschwerden gar nicht möglich war. Wie die in Kapitel 1 dargestellten epidemiologischen Studien zeigen, spielen Achillessehnenbeschwerden eine zentrale Rolle im (Lauf-)Sport. Deshalb wurden in der nun folgenden Untersuchung Läufer mit diesem Beschwerdebild mit gesunden Sportlern verglichen. Somit ist das wesentliche Ziel der nun folgenden Untersuchung, den Abrollvorgang von Patienten mit Gesunden zu vergleichen, so dass mögliche pathologische Abrollmuster von gesunden abgegrenzt werden können, um anschließend gegebenenfalls Empfehlungen für den Sportschuhbau ableiten zu können.

Als erstes stellt sich die Frage, mit welcher Messmethode und welchen Messgrößen dies geschehen soll. Wie aus der Diskussion der Pronationsbewegung ersichtlich, konnte eine abschließende Beurteilung der 2-D Videoanalyse, vor allem aufgrund fehlender Angaben zur Reliabilität und stark differierenden Ergebnissen früherer Studien, nicht vorgenommen werden. Somit ergibt sich als vorgeordnetes Ziel dieser Untersuchung die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Daten, die mittels 2-D Video erhoben werden, so dass z.B. eine Charakterisierung der chronischen Achillo-dynie mit den üblichen Messgrößen der 2D-Videoanalyse möglich wird. Da es jedoch fraglich ist, ob die Pronationsbewegung überhaupt eine Rolle spielt und ob sie darüber hinaus mittels 2D-Videoanalysen exakt bestimmt werden kann, ist es im Weiteren sinnvoll, eine andere Messmethode (und andere Messgrößen) zur Quantifizierung des funktionalen Abrollvorgangs bzw. von Belastungen sowie zur Differenzierung zwischen krank und gesund zu verwenden. Wie die Diskussion der Pronationsbewegung und des Kraft-Zeit-Verlaufs gezeigt hat, kommt hierfür im Wesentlichen die plantare Druckverteilungsmessung in Frage und dort die Messgrößen, die den Verlauf des Abrollvorgangs beschreiben. Aus diesem Grunde wird in der fol-

genden Untersuchung der Verlauf des Center of Pressure als zentrale Messgröße zur Beurteilung des Abrollvorgangs verwendet. Da Angaben zur Verlässlichkeit von Druckmessungen nicht vorliegen, muss zunächst ebenfalls die Überprüfung der Reproduzierbarkeit der Messmethode erfolgen.

Eine zentrale Fragestellung, ob eine mechanische und/oder biologische Betrachtungsweise sinnvoll ist, bleibt in dieser Untersuchung unbeantwortet, da zuerst die messtechnischen Grundlagen und die mechanische Betrachtungsweise an sich untersucht und beurteilt werden müssen. Dennoch erscheint diese Fragestellung für die zukünftige Forschung wichtig und grundlegend zu sein.

In den folgenden Kapiteln wird nun die methodische Vorgehensweise der Untersuchung ausführlich beschrieben.

6.2 Untersuchungsstichprobe

Insgesamt wurden 46 Probanden in der prospektiven Untersuchung erfasst. Eine erste Unterteilung erfolgte pro Geschlecht in eine Kontrollgruppe (KO_m , KO_w , jeweils $n=14$) ohne Beschwerdesymptomatik im Bereich der Achillessehne (und der unteren Extremität), um eine eventuelle geschlechtsspezifische Beeinflussung zu überprüfen. Eine weitere Gruppe (AD_m , $n=18$) wurden über das Vorliegen einer chronischen Achillodynie definiert.

Tab. 18: Charakteristik der Untersuchungsstichprobe

	Männlich	Weiblich
Kontrollgruppe	KO_m , $n=14$	KO_w , $n=14$
Achillodyniegruppe	AD_m , $n=18$	-----

Als Einschlusskriterien für die Teilnahme an der Untersuchung wurden definiert:

- Vorliegen einer unbehandelten Achillodynie. Bei Probanden der Kontrollgruppe galt dieses Einschlusskriterium nicht, d.h. diese Probanden wiesen keine pathologischen Veränderungen für den Bereich der Achillessehne auf.
- Männliche und weibliche Probanden im Alter zwischen 18 und 50 Jahren.
- Wöchentliches Laufpensum im Ausdauerbereich von mindestens 20km (nach oben offen).

Als Ausschlusskriterien wurden festgelegt:

- Voroperation im Bereich der Achillessehne,
- Beschwerden an der unteren Extremität, sofern nicht durch die Achillodynie bedingt,
- Behandlung der Achillodynie innerhalb der letzten 6 Monate (z.B. Krankengymnastik, Einlagen),
- akuter oder chronischen Infekt.

Aufgrund der generellen Ausschlusskriterien sowie spezifischer Messprobleme wie Ausfall einzelner Sensorreihen bei der Druckmessung oder Beleuchtungsprobleme bei der Videomessung kam es sowohl bei der Video- als auch bei der Druckmessung zu drop-outs. Im Falle der Videoanalyse blieb nach Elimination der drop-outs eine Stichprobe von $n=35$ zur Auswertung der Messgrößen in der Frontalebene übrig. Diese verteilte sich gleichmäßig auf die Kontrollgruppen (KO_m , $n=12$; KO_w , $n=11$) und die Achillodyniegruppe (AD , $n=12$). In der Sagittalebene ergab sich nach Elimination der drop-outs eine Gruppengröße von $n=31$ zur Auswertung. Diese verteilten sich wie folgt: $KO_m = 10$, $KO_w = 10$ und $AD_m = 11$ (siehe Tabelle 19).

Tab. 19: Endgültige Gruppengröße und Charakteristik der Gruppen bei der Videoanalyse in der Frontal- (oben) und Sagittalebene (unten)

	n	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Kontrollgruppe Männer (KO_m)	12	30.4 ± 4.3	180.6 ± 6.8	69.1 ± 6.0
Kontrollgruppe Frauen (KO_w)	11	26.9 ± 3.7	166.5 ± 4.3	53.3 ± 5.1
Achillodyniegruppe Männer (AD_m)	12	36.8 ± 6.4	178.2 ± 6.9	73.9 ± 9.8

	n	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Kontrollgruppe Männer (KO_m)	10	30.2 ± 4.1	180.0 ± 6.4	70.6 ± 6.8
Kontrollgruppe Frauen (KO_w)	10	26.7 ± 3.5	166.0 ± 4.0	53.7 ± 4.9
Achillodyniegruppe Männer (AD_m)	11	36.1 ± 6.9	178.8 ± 6.7	73.0 ± 9.2

Eine hohe drop-out Quote zeigte sich bei den Druckmessungen im Schuh. Aufgrund von Ausfällen einzelner Sensoren bzw. Sensorreihen mussten in allen Gruppen mehrere Probanden ausgeschlossen werden. Die zur Auswertung übriggebliebene Stichprobe ($n=30$) verteilte sich gleichmäßig auf alle drei Gruppen. Insgesamt zwei Ausfälle gab es bei den Druckmessungen auf der Plattform. Somit ergab sich eine endgültige Verteilung von $KO_m = 13$, $KO_w = 13$ und $AD_m = 18$ (siehe Tabelle 20).

Tab. 20: Endgültige Gruppengröße und Charakteristik der Gruppen bei der Druckmessung im Schuh (oben) und auf der Plattform (unten)

	n	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Kontrollgruppe Männer (KO_m)	10	30.5 ± 4.3	181.0 ± 5.4	70.0 ± 6.1
Kontrollgruppe Frauen (KO_w)	10	26.7 ± 3.1	166.0 ± 4.0	52.7 ± 4.9
Achillodyniegruppe Männer (AD_m)	10	36.5 ± 6.0	179.2 ± 7.2	74.0 ± 8.8

	n	Alter (J)	Größe (cm)	Gewicht (kg)
Kontrollgruppe Männer (KO_m)	13	30.2 ± 4.6	180.9 ± 6.0	70.7 ± 6.3
Kontrollgruppe Frauen (KO_w)	13	26.2 ± 3.5	165.8 ± 4.1	51.9 ± 4.4
Achillodyniegruppe Männer (AD_m)	18	38.8 ± 6.4	178.1 ± 6.6	73.1 ± 9.2

6.3 Untersuchungsdesign

6.3.1 Untersuchungsablauf

Die Untersuchung wurde an zwei Messtagen (M1 und M2) durchgeführt. Zwischen den beiden Messtagen lagen durchschnittlich 7 Tage (minimal 5 Tage, maximal 9 Tage), in denen die Probanden unverändert ihrer typischen sportlichen Belastung nachgingen. Zu Beginn von M1 erfolgte die Erfassung der persönlichen Daten. Danach wurde im Rahmen einer stufenweise ansteigenden Laufbandergometrie die Laufgeschwindigkeit an der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) ermittelt (RÖCKER 1998). Die Geschwindigkeit, bei der später die Messparameter erhoben wurden, lag bei 80% der Geschwindigkeit der individuellen anaeroben Schwelle, da dies dem typischen Trainingstempo im Grundlagentraining bei Ausdauerläufen entspricht

spricht (RÖCKER 1998). Die Erhebung der biomechanischen Messgrößen wurde somit bei allen Probanden bei einer ähnlichen Belastung durchgeführt. Nach dieser Geschwindigkeitsbestimmung wurde anschließend eine Pause von 60 Minuten eingehalten. Die Bestimmung der biomechanischen Größen (siehe unten) erfolgte nach der Pause auf dem Laufband (Saturn von HP Cosmos). Alle Probanden mußten 10 Minuten mit ihrem eigenen Schuh (bei Achillessehnenpatienten war dies der Schuh, in dem die Beschwerden am größten waren bzw. in dem die Beschwerden zuerst auftraten) und 10 Minuten in einem weitgehend neutralen, d.h. mit wenig funktionalen Stützelementen ausgestatteten Schuh (NIKE Talaria), laufen. Im neutralen Schuh sollte der Abrollvorgang möglichst wenig durch den Schuh beeinflusst werden, um weitestgehend den Barfußabrollvorgang im Schuh zu messen. Bei den Messungen im eigenen Schuh war von Interesse, ob dieser den „Barfußabrollvorgang“ prinzipiell beeinflusst bzw. ob die eigenen Schuhe in der Beschwerdegruppe ein charakteristisches Abrollmuster aufzeigen. Danach mußten alle Probanden weitere 20 Minuten bei derselben Geschwindigkeit auslaufen. Zum Abschluss (und direkt nach der Laufbandbelastung in ermüdetem Zustand) mussten alle Probanden mehrmals barfuß über eine Druckverteilungsplattform mit einer Geschwindigkeit zwischen 4 und 5km/h gehen.

Zu Beginn von M2 wurden wieder zuerst die persönlichen Daten erfasst. Im Anschluss daran fand ein standardisiertes Aufwärmprogramm bei 80% der IAS statt. Die Messgrößen wurden analog zu M1 erfasst (siehe Abbildung 51).

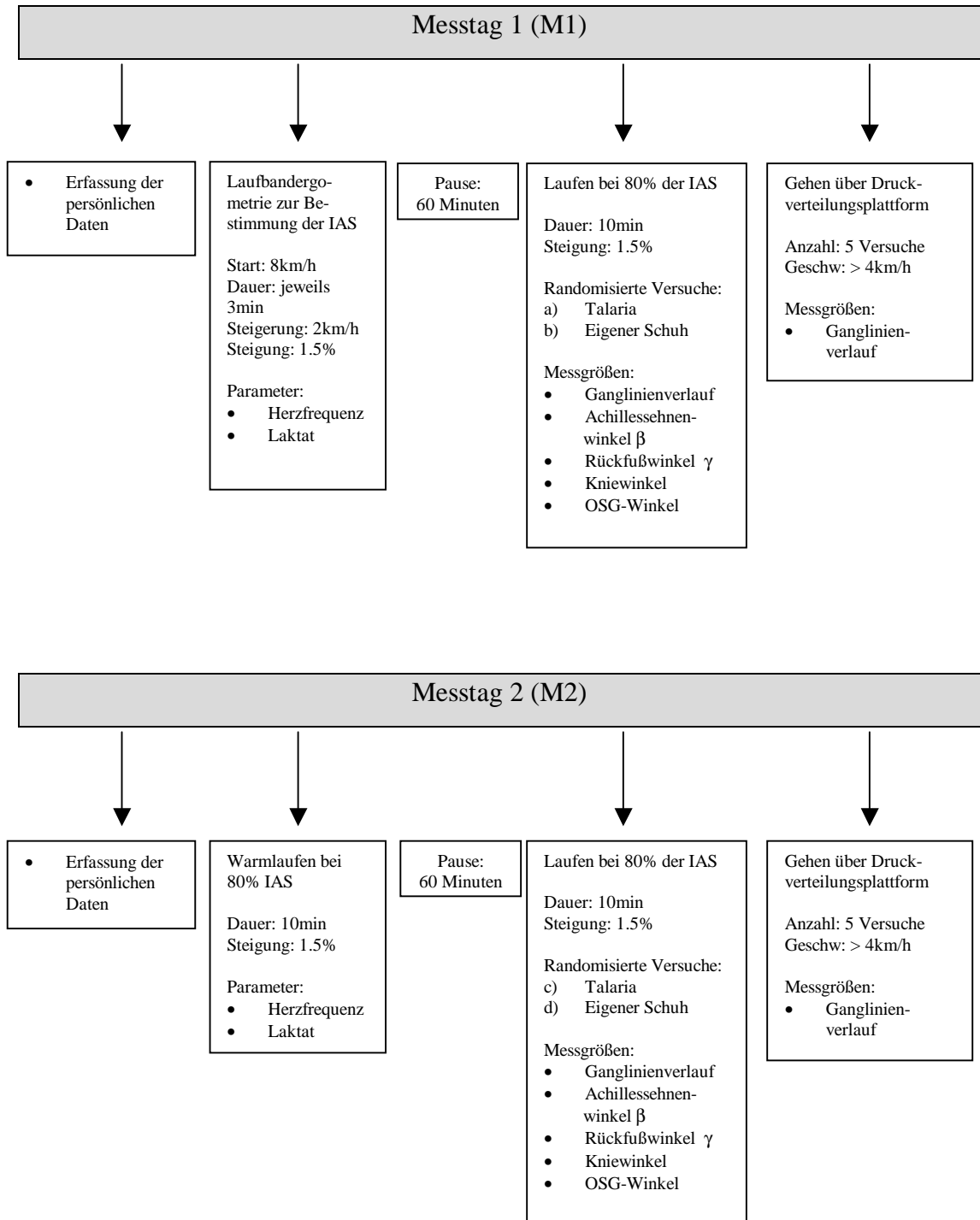


Abb. 51: Schematische Darstellung des Verlaufes der Messungen am Messtag 1 (oben) und am Messtag 2 (unten)

6.3.2 Untersuchungsgrößen

Als Ursache für Überbelastungsbeschwerden wurden in der Vergangenheit, wie in Kapitel 1 beschrieben, eine Reihe unterschiedlicher Faktoren vermutet: Trainingsfehler, falsches Schuhwerk und biomechanische Abweichungen, anthropometrische Daten sowie Umweltfaktoren. All diese Faktoren wurden in dieser Untersuchung erhoben und ausgewertet. Dies sind im einzelnen:

a) Anthropometrische Messgrößen

Die anthropometrischen Variablen Alter, Geschlecht, Größe und Gewicht dienten sowohl der Charakterisierung der Gesamtstichprobe als auch der möglichen Differenzierung zwischen den einzelnen Gruppen, um herauszufinden, ob z.B. bestimmte anthropometrische Größen charakteristisch sind für die Gruppe mit den Achillessehnenbeschwerden.

b) Trainingsspezifische Messgrößen und Umweltfaktoren

Trainings- und umweltspezifische Variablen, wie Trainingsumfang, Trainingsalter und Trainingsuntergrund, wurden ebenfalls erhoben, um die Gesamtstichprobe zu charakterisieren bzw. um mögliche Unterschiede in der Trainingsgestaltung bzw. im Trainingsalter zwischen der Kontrollgruppe und den Patienten mit chronischer Achillobodynie zu ermitteln, die zur Erklärung der Entstehung der Beschwerden dienen können.

c) Biomechanische Messgrößen

- Druckmessungen

Wie in der Einleitung in Kapitel 6 beschrieben, war es das Ziel, mit Hilfe valider und reliabler Messgrößen der Druckmessung den Abrollvorgang zu beschreiben, dass eine Differenzierung zwischen Läufern mit und ohne Beschwerden untersucht werden kann. Hierzu wurde aus der Druckverteilungsmessung der Verlauf des Center of Pressure (Ganglinie) herangezogen. Die Ganglinie ist die Spur der Druckschwerpunkte auf der Messfläche (siehe Abbildung 52). Die Barfuß-Messungen wurden mit der Druckverteilungsplattform Emed-SF der Firma Novel mit einer Samplingrate von 50 Hz bei 4 Sensoren/cm² und sämtliche Messungen im Schuh mit den mobilen Pedar Einlegesohlen (Novel, Samplingrate 50 Hz, 1 Sensoren/2cm²) gemessen.

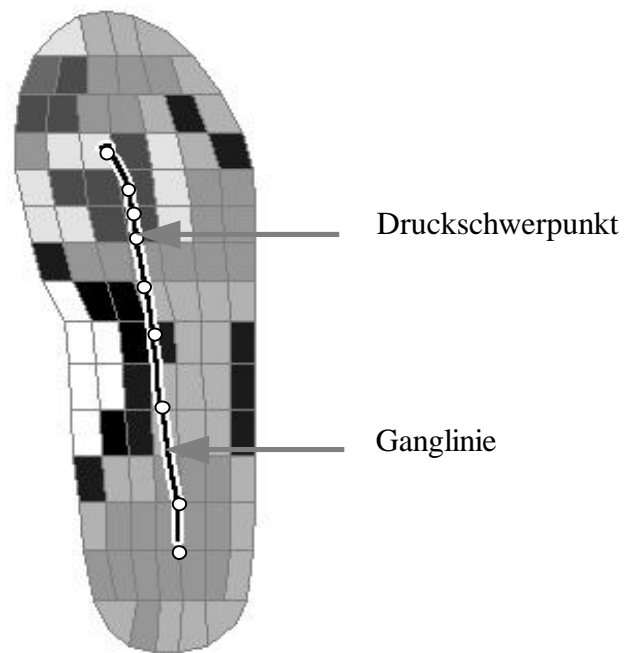


Abb. 52: Druckbild (maximale Drucke) eines Abrollvorgangs mit berechneter Ganglinie, gemessen mit der Pedar Einlegesohle

Die Koordinaten dieses Druckschwerpunktes werden von den oben genannten Druckmeßsystemen für jeden Messzeitpunkt (Einzugsfrequenz 50 Hz) berechnet, indem der (Druck-) gewichtete Mittelwert der Ortsvektoren (der Mittelpunkte) aller Sensoren nach folgender Formel berechnet wird:

$$\mathbf{R}_{\text{CP}}(\mathbf{t}) = \frac{\sum_{i=1}^N \mathbf{p}_i(\mathbf{t}) \cdot \mathbf{r}_i}{\sum_{i=1}^N \mathbf{p}_i(\mathbf{t})} \quad (1)$$

mit $\mathbf{R}_{\text{CP}}(\mathbf{t})$: Ortsvektor (Koordinaten) des Druckschwerpunkts zum Zeitpunkt t ,
 $\mathbf{p}_i(\mathbf{t})$: von Sensor i zum Zeitpunkt t gemessener Druck,
 \mathbf{r}_i : Ortsvektor des (Mittelpunktes) des Sensors i ,
 N : Anzahl der Sensoren.

Die Ganglinie schließlich entspricht dem Polygonzug durch die ermittelten Druckschwerpunkte.

Der Vorteil der Ganglinie besteht darin, dass in ihr viele Informationen über den Abrollvorgang enthalten sind: Aus der graphischen Darstellung kann man den geometrischen Verlauf der Ganglinie und damit eine Repräsentation des geometrischen Verlaufs der Abrollbewegung auf der Messfläche entnehmen. Aus dem Differenzvektor der einzelnen Druckschwerpunkte (Tangentialvektor in einem Punkt der Kurve) lassen sich der Betrag und die Richtung der Abrollgeschwindigkeit bestimmen. Mit den einzelnen Druckschwerpunkten verknüpft sind der aktuelle mittlere Druck und die aktuell belastete Fläche. Damit kann den diskreten Punkten der Ganglinie ein Druckwert bzw. ein Kraftwert (errechnet als das Produkt von mittlerem Druck und belasteter Fläche) zugewiesen werden. Dennoch unterliegt die Beurteilung des Verlaufs der Ganglinie der Erfahrung des Untersuchenden und damit einer gewissen Subjektivität. Zum anderen lassen sich Veränderungen in der Ganglinie nur in Worte fassen. Deshalb war das Ziel, die Informationen, die in der Ganglinie enthalten sind, mittels eines Satzes von Parametern in Zahlen auszudrücken. Einen ersten Versuch stellt die Messgröße G dar, die man als Maß für die Exzentrizität der Ganglinie in bezug auf die Fußlängsachse bezeichnen könnte. Zur Festlegung der Fußlängsachse wurde die allgemeine Definition aus dem Leistenbau verwendet (BRESCHING 1981). Danach ist die Fußlängsachse als Gerade durch den Scheitelpunkt der Ferse und die Mitte der zweiten Zehe definiert (siehe Abbildung 53). Die Messgröße G stellt nun die relativierte Summe der Beträge der senkrechten Abstände der (Stützpunkte der) Ganglinie von der so definierten Fußlängsachse dar:

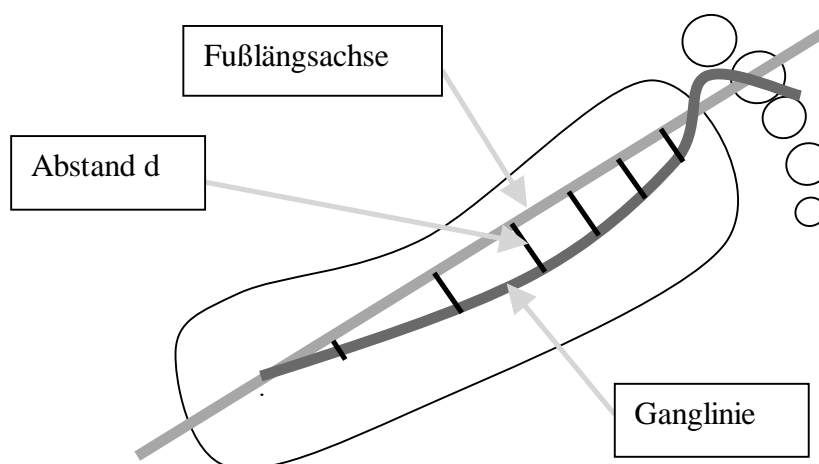


Abb. 53: Schematische Darstellung der Komponenten, aus denen die Messgröße G berechnet wird

G ist definiert durch:

$$G = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |d_i|$$

mit n : Anzahl der Stützpunkte der Ganglinie (= Anzahl der Messungen während der Stützphase)

d_i : senkrechter Abstand der Ganglinie von der Fußlängsachse im Punkt i

Ein großer Wert G repräsentiert somit einen Abrollvorgang, der in der Regel weit von der Fußlängsachse abweicht, ein kleiner Wert G einen Abrollvorgang, der nahe der Fußlängsachse liegt. Mit Hilfe dieser Unterscheidung werden Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der Höhe von G und somit dem örtlichen Verlauf der Belastung erwartet.

- Videoaufnahmen

Die Untersuchungsgrößen wurden mittels 2-D Videoaufnahmen (Panasonic F10, 25 Hz) in der Sagittal- bzw. der Frontalebene gemessen und anschließend im Halbbildmodus ausgewertet. Zusätzlich zu den in Kapitel 2 beschriebenen Messgrößen in der Frontalebene (Achillessehnenwinkel β und Rückfußwinkel γ sowie daraus abgeleitete Variablen) wurden folgende Messgrößen in der Sagittalebene verwendet (siehe Abbildung 54):

Kniebeugewinkel (K_{\max}):

In der Sagittalebene wurden während der Stützphase der maximale Kniewinkel erfasst. Bezüglich des Kniewinkels wird vermutet, dass bei maximaler Ausprägung eine größere Zugbelastung auf die Achillessehne auftritt, was wiederum zu Beschwerden an der Achillessehne führen kann (TAUNTON et al. 1985, CAVANAGH et al. 1985 und 1987, HAMILL et al. 1992).

Oberer Sprunggelenkwinkel (OSG_{\min}):

Ebenfalls in der Sagittalebene wurden während der Stützphase der obere Sprunggelenkwinkel erfasst. Bezüglich des oberen Sprunggelenkwinkels wird vermutet, dass er bei eingeschränkter Beweglichkeit die Pronationsbewegung verstärkt und somit Beschwerden im Bereich der Achillessehne verursachen kann (TAUNTON et al. 1985, CAVANAGH et al. 1985 und 1987, HAMILL et al. 1992).

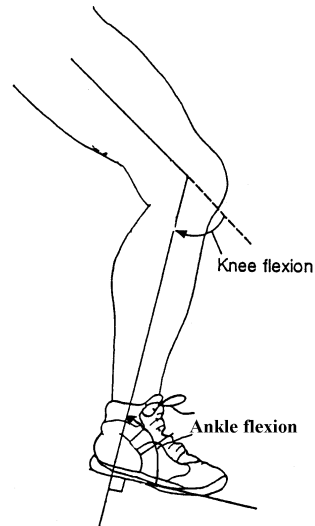


Abb. 54: Erfassung des Knie- und OSG-Winkels in der Sagittalebene (MC CLAY 1994)

Tab. 21: Tabellarische Übersicht der verwendeten Messgrößen

Methode	Messgröße
Druck	G_{SF} = Verlauf der Ganglinie zur Fußlängsachse barfuß
	G_{TAL} = Verlauf der Ganglinie zur Fußlängsachse im Neutralschuh
	G_{EIG} = Verlauf der Ganglinie zur Fußlängsachse eigenen Schuh
Video	$\Delta\beta_{pro} N$ = Total-Pronation im Neutralschuh
	$\Delta\gamma_{pro} N$ = Total-Pronation des Rückfußwinkels im Neutralschuh
	$\Delta\beta_{pro} E$ = Total-Pronation im eigenen Schuh
	$\Delta\gamma_{pro} E$ = Total-Pronation des Rückfußwinkels im eigenen Schuh
	$K_{max} N$ = Maximaler Kniebeugewinkel im Neutralschuh
	$OSG_{min} N$ = Minimaler oberer Sprunggelenkwinkel im Neutralschuh
	$K_{max} E$ = Maximaler Kniebeugewinkel im eigenen Schuh
	$OSG_{min} E$ = Minimaler oberer Sprunggelenkwinkel im eigenen Schuh

6.3.3 Parametererfassung

a) Druckmessungen im Schuh

Zur Druckmessung im Schuh wurden flexible Einlegesohlen (Pedar mobil, Firma Novel) verwendet, die – je nach Schuhgröße – aus bis zu 99 druckaufnehmenden Einzelsensoren bestanden. Die zeitliche Auflösung (Samplingrate) betrug bei allen Messungen 50 Hz, die örtliche Auflösung lag bei 1 Sensor/2cm². Es wurden jeweils 20 Einzelschritte (links und rechts) aufgenommen, aus denen anschließend zehn Schritte pro Seite zur Mittlung entnommen wurden, so dass schließlich ein mittlerer Schritt für jede Kondition vorlag. Die Erfassung der Schrittzyklen erfolgte immer bei 80% der individuellen anaeroben Schwelle (IAS) und zwischen der 5. und 7. Belastungsminute, so dass die Probanden wieder an das Laufen auf dem Laufband gewöhnt waren. Für den gemittelten Schritt wurde eine Ganglinie berechnet, aus der dann abschließend nach der oben beschriebenen Formel der Parameter G berechnet wird.

b) Druckmessungen Barfuß auf der Plattform

Für die Barfuß-Druckmessungen auf der Plattform wurde eine Druckverteilungsplatte (Emed-SF, Firma Novel) mit einer zeitlichen Auflösung von 50Hz und einer Ortsauflösung von 4 Sensoren/cm² (entspricht ca. 800 belasteten Sensoren pro Fußabdruck) benutzt. Jeder Proband musste fünf Versuche (links und rechts) bei einer Ganggeschwindigkeit zwischen 4 und 5km/h ausführen. Anschließend wurden mindestens 4 Schritte zeit- und längennormiert gemittelt. Die Kriterien, die zum Ausscheiden eines Schrittes führten, wurden vorne bereits beschrieben. Aus den gemittelten Schritten wurden dann wiederum die Ganglinie und G berechnet.

c) Video frontal und sagittal

Zur Ermittlung der unterschiedlichen Fuß- und Beinwinkel in der Sagittal- und Frontalebene wurden Standard VHS Videokameras benutzt (Panasonic F 10, Samplingrate 25 Hz). Bei sämtlichen Videomessungen wurden 20 Schrittzyklen parallel zu den Druckmessungen (zeitgleich zwischen der 5. und 7. Belastungsminute) aufgenommen. Die anschließende Auswertung erfolgte im Halbbildmodus, so dass die tatsächliche zeitliche Auflösung – analog zu den Druckmessungen – 50 Hz betrug. Gemittelt wurden die selben 10 Schritte wie die der Druckmessung.

d) Anthropometrische und trainingspezifische Daten

Sämtliche anthropometrische (Alter, Größe, Körperfett und Gewicht) und trainingspezifische Daten (Laufumfang/Woche, Trainingseinheiten/Woche, Wettkämpfe/Saison, Trainingsstunden/Woche, Tempoeinheiten/Woche, Trainingsalter) wurden vom Untersucher gemessen bzw. abgefragt und in einem „Probantentagebuch“ (case report form, CRF) festgehalten.

6.4 Reliabilitätsprüfung

Eine Aussage darüber, ob sich der Abrollvorgang, quantifiziert durch die Messgröße G , durch Interventionen verändert bzw. zwischen unterschiedlichen Stichproben unterscheidet, ist nur dann sinnvoll, wenn die Gütekriterien dieses Parameters überprüft sind. Da die Bestimmung von G automatisiert erfolgen kann, ist die Objektivität des Verfahrens gegeben. Zur Beurteilung der Reliabilität eines Parameters werden in der Literatur unterschiedliche Methoden verwendet:

- der Korrelationskoeffizient,
- die Test-Retest-Variabilität,
- das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN.

a) Der Korrelationskoeffizient (KK):

Der Korrelationskoeffizient entspringt der Methode der kleinsten Quadrate und ist nur sinnvoll, wenn zwischen den Variablen, die zueinander in Beziehung gesetzt werden sollen, ein linearer Zusammenhang vermutet wird. Diese Voraussetzung ist für das zweimalige Messen eines Probanden sicher erfüllt, da man eine Eigenschaft zu messen hofft, die bei möglichst konstant gehaltenen Bedingungen nur zufälligen Schwankungen unterworfen sein sollte.

Eine weitere Voraussetzung für die Anwendung des least-square-fits und damit für die Aussagekraft des Korrelationskoeffizienten ist die Normalverteilung der Residuen um die Regressionsgerade (entspricht dem zufälligen Fehler der Messung). Berechnet wird der Korrelationskoeffizient r nach der Formel:

$$r = \frac{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sigma_x \sigma_y}$$

mit	n:	Anzahl der Probanden,
	x_i :	1. Messwert für Proband i,
	\bar{x} :	Mittelwert der 1. Messung,
	y_i :	2. Messwert für Proband i,
	\bar{y} :	Mittelwert der 2. Messung,
	σ_x :	Standardabweichung der 1. Messung,
	σ_y :	Standardabweichung der 2. Messung.

b) Die Test-Retest-Variabilität (TRV):

Die TRV misst das Verhältnis zwischen der (positiven) Differenz der Messwerte aus Messung 1 und Messung 2 und deren Mittelwert. Als Schätzwert für die TRV wird das Gruppenmittel der individuellen TRVs berechnet. Die Test-Retest-Variabilität gibt das Verhältnis zwischen der absoluten Differenz und dem Mittelwert der beiden Messungen in Prozent an. Geeignet ist dieses Kriterium für die Messung einer Variablen, deren zufälliger Messfehler proportional mit der Größe des Messwertes zunimmt. Dann nämlich bleibt das Verhältnis von Messfehler und Messwert über den gesamten Wertebereich konstant und man kann eine Vorhersage für den zu erwartenden Messfehler für nachfolgende Messungen im gesamten Wertebereich treffen. Mit folgender Formel wird die Test-Retest-Variabilität berechnet:

$$TRV = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|x_i - y_i|}{\frac{1}{2}(x_i + y_i)}$$

c) Das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN (WKBA):

Das WKBA gibt keinen Zahlenwert für die Wiederholbarkeit einer Messung an, sondern entscheidet nur, ob ausgehend von der Annahme einer Normalverteilung für den Messfehler ein Messverfahren prinzipiell als wiederholbar akzeptiert werden kann, ohne eine Aussage über die Präzision der Reproduktion des Messwertes zu treffen. Die graphische Darstellung für die Entscheidung des Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND und ALTMANN 1986 gibt jedoch wichtige Aufschlüsse zur Güte des Messverfahrens. Dazu geht man wie folgt vor:

1. Berechnung des Mittelwerts und der Differenz der Messwerte aus M1 und M2 für jeden Probanden.
2. Berechnung des Mittelwerts und der Standardabweichung dieser Differenzen.
3. Auftragen der Differenzen gegen die entsprechenden Mittelwerte.
4. Darstellung der Geraden für den Mittelwert der Differenzen („bias“).
5. Darstellung der Geraden für die „limits of agreement“ entsprechend dem Mittelwert der Differenzen \pm zwei Standardabweichungen.

Handelt es sich bei dem Messfehler um einen rein zufälligen Fehler, so sollte bei einer ausreichenden Anzahl von Probanden der bias verschwinden. Ist der Messfehler normalverteilt, sollten 95% der Differenzen innerhalb der limits of agreement liegen.

Die Messdaten werden in einem Scattergramm dargestellt, indem – ähnlich der Definition der Test-Retest-Variabilität – die Differenzen aus Messung 1 und 2 (unter Berücksichtigung des Vorzeichens) gegen die entsprechenden Mittelwerte aufgetragen werden. Außer den Datenpunkten wird eine Gerade für den Mittelwert der Differenzen und zwei weitere Geraden, die „limits of agreement“, in das Diagramm eingezeichnet. Die „limits of agreement“ liegen in der Regel bei 2 Standardabweichungen.

Der offset wird einem zweiseitigen t-Test geprüft ($\alpha = 0.05$) und bei mehrfacher Verwendung nach Bonferoni korrigiert. Zur Betrachtung der Ergebnisse müssen alle drei Methoden verwendet werden, da nur dann umfassende und aussagekräftige Angaben zu Reliabilität gemacht werden können.

6.4 Statistische Verfahren

Alle erfassten Meßdaten wurden zunächst einer manuellen Kontrolle unterzogen, um Artefakte zu erfassen und auszuschließen. Anschließend erfolgte zur Plausibilitätskontrolle eine doppelte Dateneingabe in eine Datenbank (SPSS) mit anschließendem Abgleich. Die Auswertung aller Messgrößen erfolgt zunächst deskriptiv, wobei der Mittelwert, das 95% Konfidenzintervall bzw. der Standardfehler und die Standardabweichung berechnet und graphisch dargestellt werden (bzw. der Median und Quartilabstand im Falle von nicht normalverteilten Daten).

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war zu überprüfen, ob chronische Achillessehnenbeschwerden zu Veränderungen biomechanischer Messgrößen beim Abrollvorgang des Fußes führen. Als Hauptfragestellung F_1 wurde deshalb formuliert:

Führen biomechanische Abweichungen von einem gesunden Vergleichskollektiv bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden zu messbaren und statistisch nachweisbaren Veränderungen des Abrollverhaltens des Fußes?

Zur Beantwortung dieser Hauptfragestellung sind die Unterschiede der biomechanischen Messgrößen zwischen den Gruppen (Kontrollgruppe männlich, Achillessehnenbeschwerdengruppe männlich) statistisch zu prüfen. Da geschlechtsspezifische Unterschiede der Messgrößen nicht auszuschließen sind, müssen die Ergebnisse auf die Beeinflussung durch das Geschlecht geprüft werden (Kontrollgruppe männlich vs. weiblich).

Unter methodischen Gesichtspunkten ist es sinnvoll, die prüfende Statistik auf einen biomechanischen Parameter zu beschränken. Aus Voruntersuchungen ist bekannt, dass der Verlauf der Ganglinie als ein valider Parameter für den Abrollvorgang des Fußes anzusehen ist. Deshalb wird die prüfende Statistik auf diesen Parameter beschränkt. Die übrigen biomechanischen, anthropometrischen und trainingspezifischen Messgrößen werden deskriptiv bearbeitet.

Als Hauptzielkriterium für die Überprüfung der Hauptfragestellung wird die Beeinflussung des Verlaufs der Ganglinie definiert. Im Rahmen einer hypothesenprüfenden Statistik soll untersucht werden, ob bzgl. des Ganglinienverlaufs Unterschiede zwischen den Gruppen nachzuweisen sind. Für den statistischen Nachweis der Beeinflussung des Verlaufs der Ganglinie durch Vorliegen einer chronischen Achillo-dynie wird auf die Untersuchungsgröße eine univariate (Wert G), einfaktorielle (Gruppe) bzw. mehrfaktorielle (Gruppe, Schuh, Messtag) Varianzanalyse (ANOVA) angewendet. Das Testniveau wird zweiseitig auf 5% ($\alpha = 0.05$) festgelegt. Die Überprüfung der Daten auf Normalverteilung erfolgt mit dem Test nach Shapiro-Wilk ($\alpha = 0.05$), die Überprüfung auf Gleichheit der Varianzen in den einzelnen Gruppen mit dem Test nach Brown-Forsythe ($\alpha = 0.05$).

Unter den präzisierten Modellbedingungen kann die Nullhypothese H_0 :

Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G nicht vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

zugunsten der Alternativhypothese H_1 :

Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden

auf einem Testniveau von $\alpha = 0.05$ abgelehnt werden.

Bei Ablehnung der Nullhypothese H_0 zugunsten der Alternativhypothese H_1 werden die Mittelwertdifferenzen zwischen den verschiedenen Gruppen anschließend mit dem Tukey-Kramer-Test auf einem Testniveau von 5% überprüft.

Die Beantwortung aller weiteren Nebenfragestellungen erfolgt ausschließlich deskriptiv durch Bestimmung der Mittelwerte, 95%-Konfidenzintervall bzw. Standardfehler und Standardabweichung (bzw. Mediane und Quartilabstände bei nicht normalverteilten Daten) sowie über graphische Darstellung und in Tabellenform.

7 Ergebnisse

7.1 Druckverteilungsmessung

7.1.1 Überprüfung der Reliabilität von G

Wie im methodischen Teil beschrieben, wurde als Maß für die Zuverlässigkeit der Messgrößen, die Reproduzierbarkeit der Werte sowie deren Messfehler ermittelt. Der Korrelationskoeffizient (r) wurde bestimmt, um über den Zusammenhang einer Variablen an zwei Messtagen Aussagen treffen zu können. Da der Korrelationskoeffizient jedoch Abweichungen bei kleinen Ausprägungen anders gewichtet als bei großen, wurde als weiteres Maß für die Reproduzierbarkeit das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN (BA) 1986 bestimmt. Dieses besagt, dass nur dann eine Wiederholbarkeit der Messmethode gegeben ist, wenn 95% der Differenzen zweier Messungen innerhalb der berechneten doppelten Standardabweichung um den Mittelwert der Differenzen aller Probanden liegen. Anschließend wurden die Schwankungen der Messgrößen an zwei Messtagen über die Test-Retest (TRV) Variabilität (= prozentuale Abweichung des Mittelwertes der Differenz von M1 und M2) bestimmt. Im Folgenden wird die Messgröße G bezüglich ihrer Zuverlässigkeit an den Messtagen überprüft. Im Falle der Hauptfragestellung wird dies sowohl geschlechtsspezifisch als auch für beide Schuhbedingungen und den Barfußgang durchgeführt.

a) Korrelationskoeffizient r_G

Betrachtet man die Werte für r_G , kann man für alle Bedingungen von einer guten bis sehr guten Reliabilität sprechen. Nur die Gruppe der Männer fällt für die Barfuß-Bedingung (SF) und die Messung im Neutralschuh (TAL) ab. Betrachtet man die Verteilung der mittleren G-Werte der Männer für diese beiden Bedingungen mit denen der Frauen, so ist zu erkennen, dass die Verteilung bei den Männern jeweils homogener ist (siehe Tabelle 22 und Abbildungen 55 und 56).

Tab. 22: Pearsonscher Korrelationskoeffizient r zwischen den G-Werten aus Messung 1 und Messung 2 für alle Untersuchungsbedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen (m = KO_m , w = KO_w , ges = KO_{m+w}). In den weiteren Zeilen sind die Grenzen des 95%-Konfidenzintervalls für den Wert der Grundgesamtheit und der Grenzwert für das Verwerfen der Nullhypothese („es besteht kein linearer Zusammenhang“) auf dem 5%-Niveau angegeben

	SF			EIG			TAL		
	m	w	ges	m	w	ges	m	w	ges
r_G	0,63	0,92	0,85	0,92	0,94	0,93	0,73	0,83	0,77
Oberere Grenze	0,88	0,98	0,93	0,98	0,98	0,97	0,93	0,96	0,91
Untere Grenze	0,12	0,76	0,68	0,69	0,74	0,83	0,19	0,43	0,50
5%-Niveau	0,55	0,55	0,39	0,63	0,63	0,44	0,63	0,63	0,44

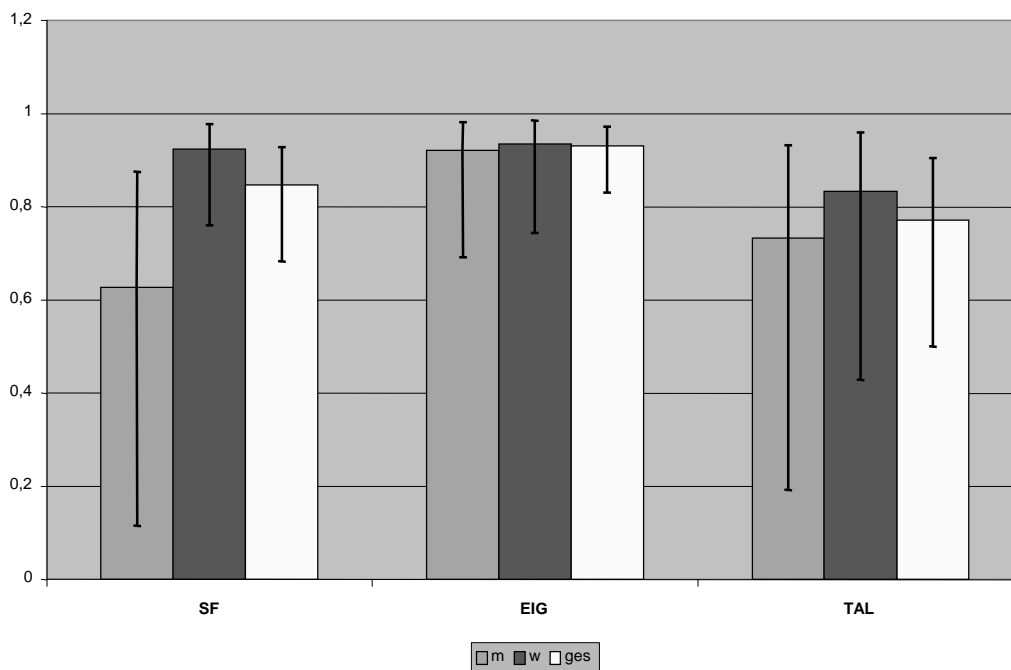


Abb. 55: Pearsonscher Korrelationskoeffizient bezüglich der G-Werte zwischen Messung 1 und 2 für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen (m = KO_m , w = KO_w , ges = KO_{m+w}). Die Fehlerbalken zeigen das 95%-Konfidenzintervall für den jeweiligen Wert der zugehörigen Grundgesamtheit an

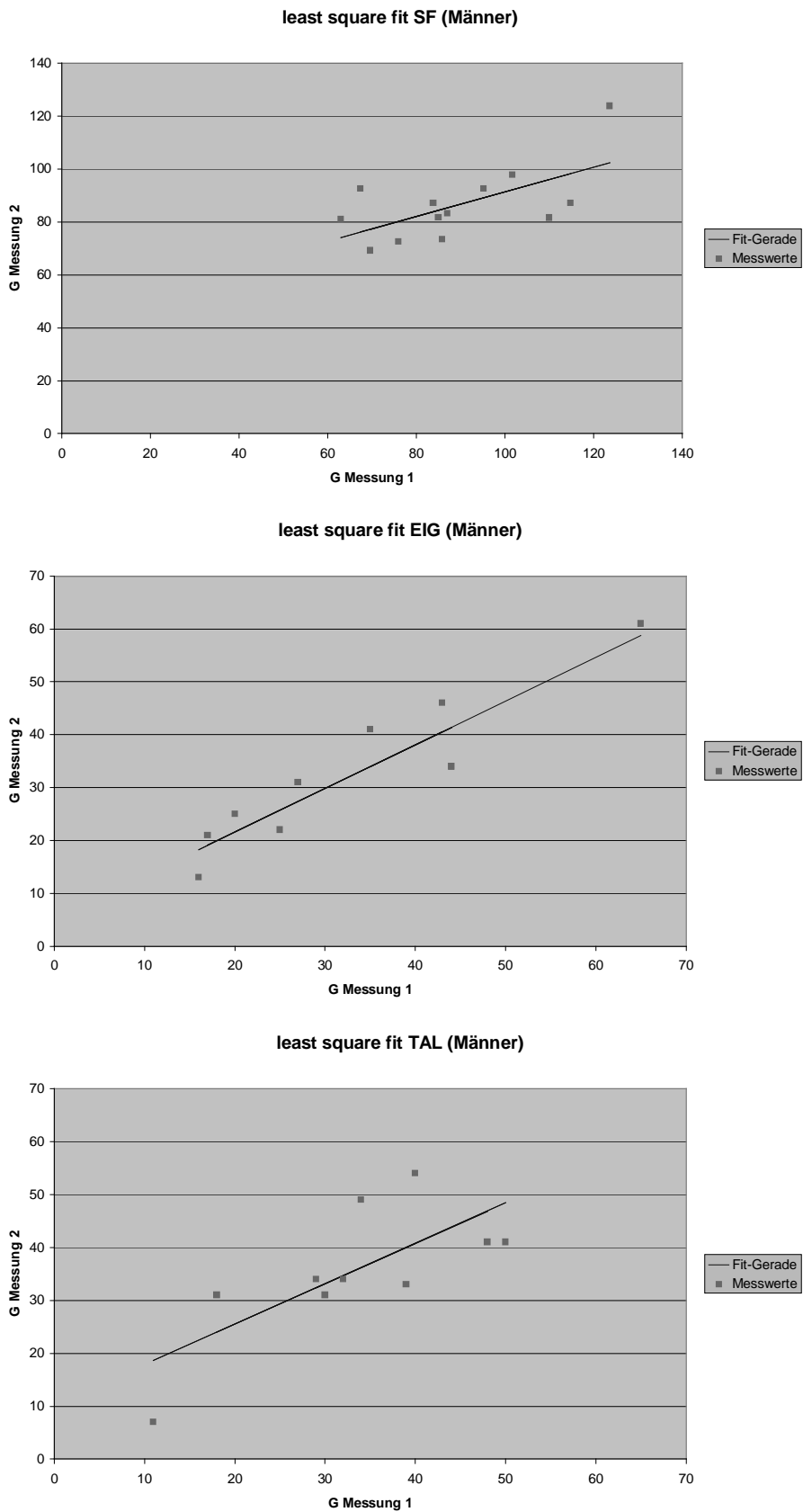


Abb. 56: Fit-Gerade für die Abhängigkeit der Werte (Messung 2 versus Messung 1) für die Gruppe der Männer im Barfußgang (SF), im eigenen (EIG) und neutralen (TAL) Schuh

b) Test-Retest-Variabilität (TRV)

Die Test-Retest-Variabilität gibt das Verhältnis zwischen der absoluten Differenz und dem Mittelwert der beiden Messungen in Prozent an. Tabelle 23 und Abbildung 57 zeigen, dass die Test-Retest-Variabilität für den Barfußgang geringer ist als für beide Schuhbedingungen und mit ca. 11% Variabilität gut für Messungen am Menschen. Die Variabilität bei den Messungen im eigenen Schuh (ca. 17%) ist besser als bei den Messungen im „unbekannten“, neutralen Schuh (ca. 26%). Es sind keine geschlechtsspezifischen Unterschiede innerhalb der Untersuchungsbedingungen zu erkennen. Die durchweg hohen Werte der Standardabweichungen aller angegebenen Test-Retest-Variabilitäten sind ein Indiz dafür, dass eher von einem „konstanten“ Messfehler als von einem „proportionalen“ auszugehen ist. Diese Vermutung bestätigen auch alle Bland & Altman Diagramme (siehe Abbildungen 58-60).

Tab. 23: Gruppenmittelwerte und Standardabweichungen der Test-Retest-Variabilität für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen (m = KO_m, w = KO_w, ges = KO_{m+w})

	SF			EIG			TAL		
	m	w	ges	m	w	ges	m	w	ges
TRV [%]	11,8	11,0	11,4	17,1	16,2	16,6	24,1	27,7	25,9
Stabw. [%]	12,9	8,3	10,2	7,1	15,5	11,7	16,3	20,4	18,1

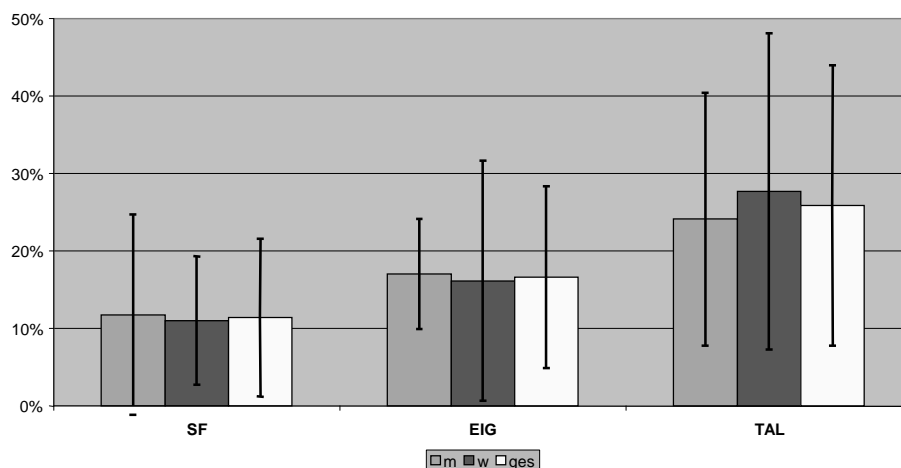


Abb. 57: Test-Retest-Variabilität zwischen Messung 1 und 2 für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen (m = KO_m, w = KO_w, ges = KO_{m+w}). Die Fehlerbalken zeigen den Bereich von +/- einer Standardabweichung um den Mittelwert an

c) Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND/ALTMANN

Das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND/ALTMANN ist, wie aus der Tabelle 24 und den Abbildungen 58, 59 und 60 ersichtlich, bis auf die Barfußwerte (SF) der Gesamtgruppe und den Werten der Frauen im eigenen Schuh (EIG) für alle Bedingungen erfüllt. Weiterhin zeigt sich, dass sich mit Hilfe der „limits of agreement“ Methode nach BLAND & ALTMANN sowohl der systematische Fehler (in Tabelle 23 als Bias dargestellt) als auch der zufällige Fehler (in Tabelle 25 als Random Error dargestellt) quantifizieren lassen, wobei der systematische Fehler einer Verschiebung der Gruppenmittelwerte von Messung 1 nach Messung 2 entspricht. Sie ist bei allen Bedingungen (SF, EIG, TAL jeweils für die gesamte Gruppe) gering bezogen auf die Werte, die G annimmt. So stehen G-Werte von 40-130mm einem Bias von 3mm beim Barfußgang und Werte von 10-65mm einem Bias von 0,2mm bzw. 0,5mm gegenüber. Bei allen Bedingungen ist kein signifikanter Unterschied der Gruppenmittel festzustellen (zweistichproben t-Test bei abhängigen Stichproben, $\alpha = 5\%$). Somit kann bei der Angabe des totalen Fehlers der systematische Fehler vernachlässigt werden (siehe Tabellen 24 und 25).

Tab. 24: Anteil der Differenzen zwischen M1 und M2 innerhalb der limits of agreement für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) und Gruppen (m = KO_m, w = KO_w, ges = KO_{m+w}). Das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN ist erfüllt, wenn mind. 95% in diesem Bereich liegen

	SF			EIG			TAL		
	m	w	ges	m	w	ges	m	w	ges
Anteil in [%]	100	100	88	100	90	100	100	100	95
WKBA erfüllt	ja	ja	nein	ja	nein	ja	ja	ja	ja

Tab. 25: Bias (Mittelwert der Differenzen) und random error (doppelte Standardabweichung der Differenzen) für alle Bedingungen (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) bei der Gesamtgruppe. Die biases wurden mittels t-Test auf Signifikanz geprüft (n.s. = nicht signifikant).

	SF	EIG	TAL
Bias	-2,81 (n.s.)	-0,50 (n.s.)	0,2 (n.s.)
Random Error	24,25	10,49	18,31

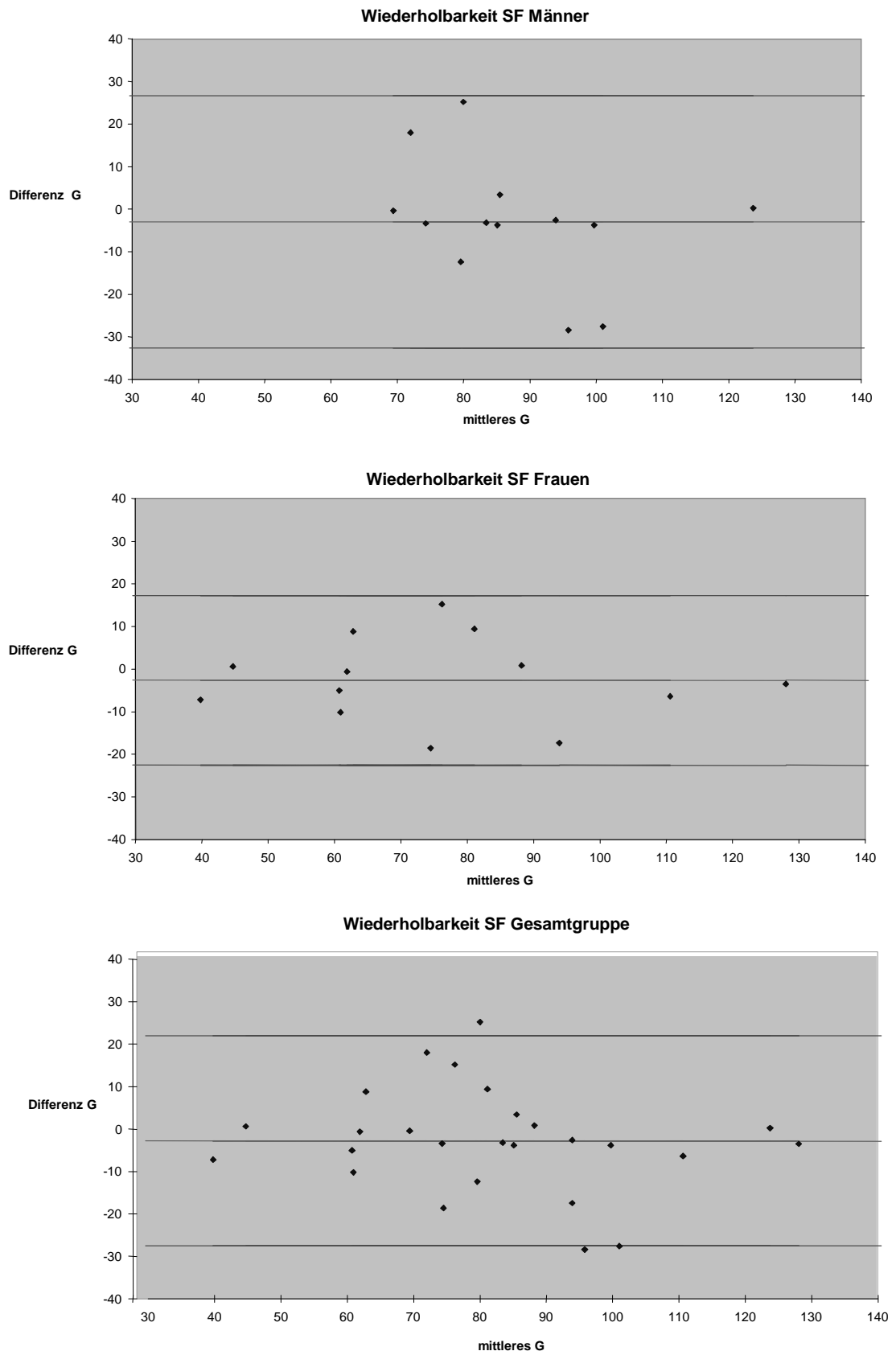


Abb. 58: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Gehen barfuß (SF). Das Wiederholbarkeitskriterium ist sowohl für die Männer (oben) als auch für die Frauen (Mitte), jedoch nicht für die gesamte Gruppe (unten) erfüllt

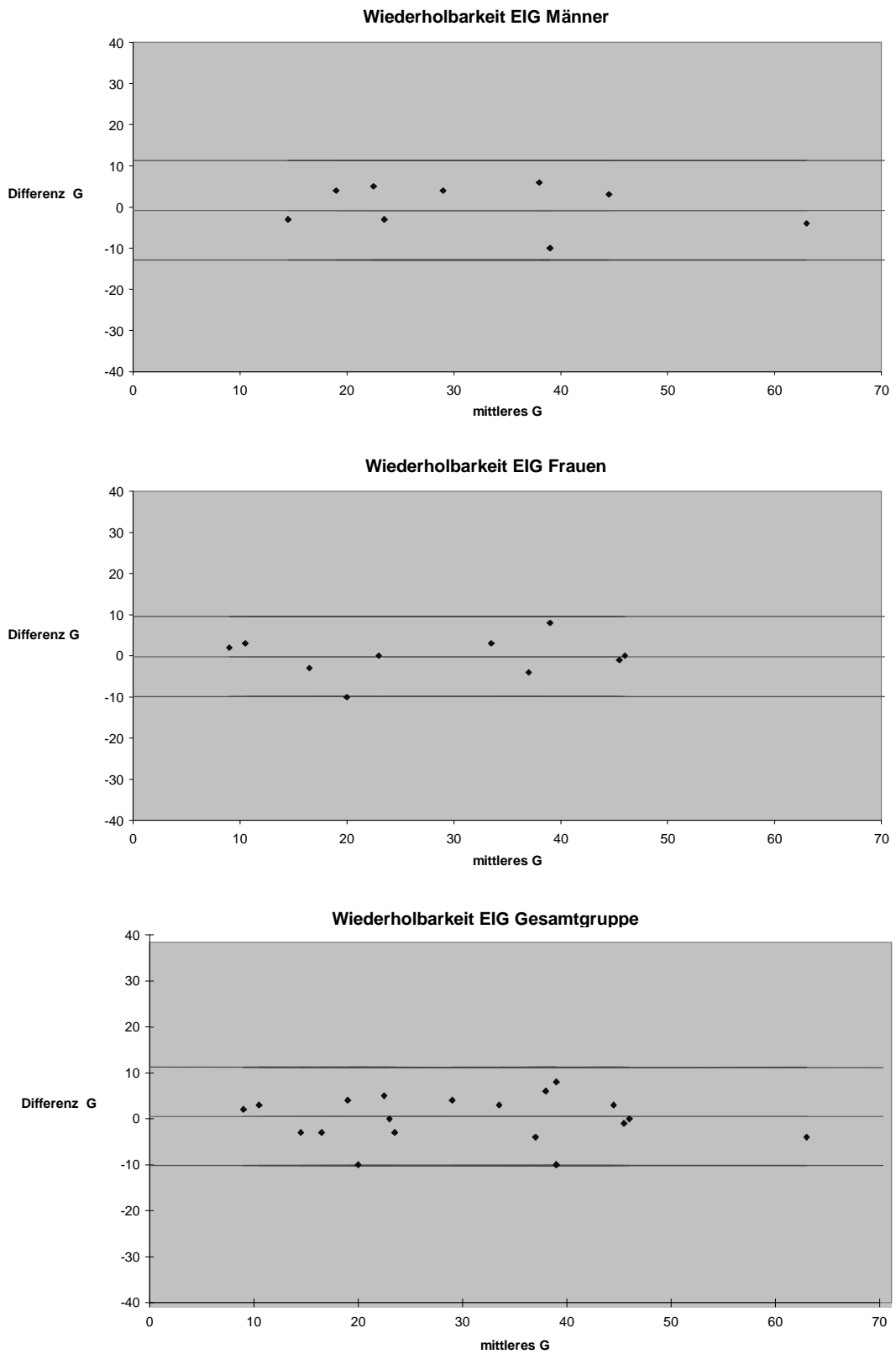


Abb. 59: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Laufen im eigenen Schuh (EIG). Das Wiederholbarkeitskriterium ist für die Männer (oben) erfüllt, für die Frauen (Mitte) nicht. Für die Gesamtgruppe (unten) ist das WKBA wiederum erfüllt

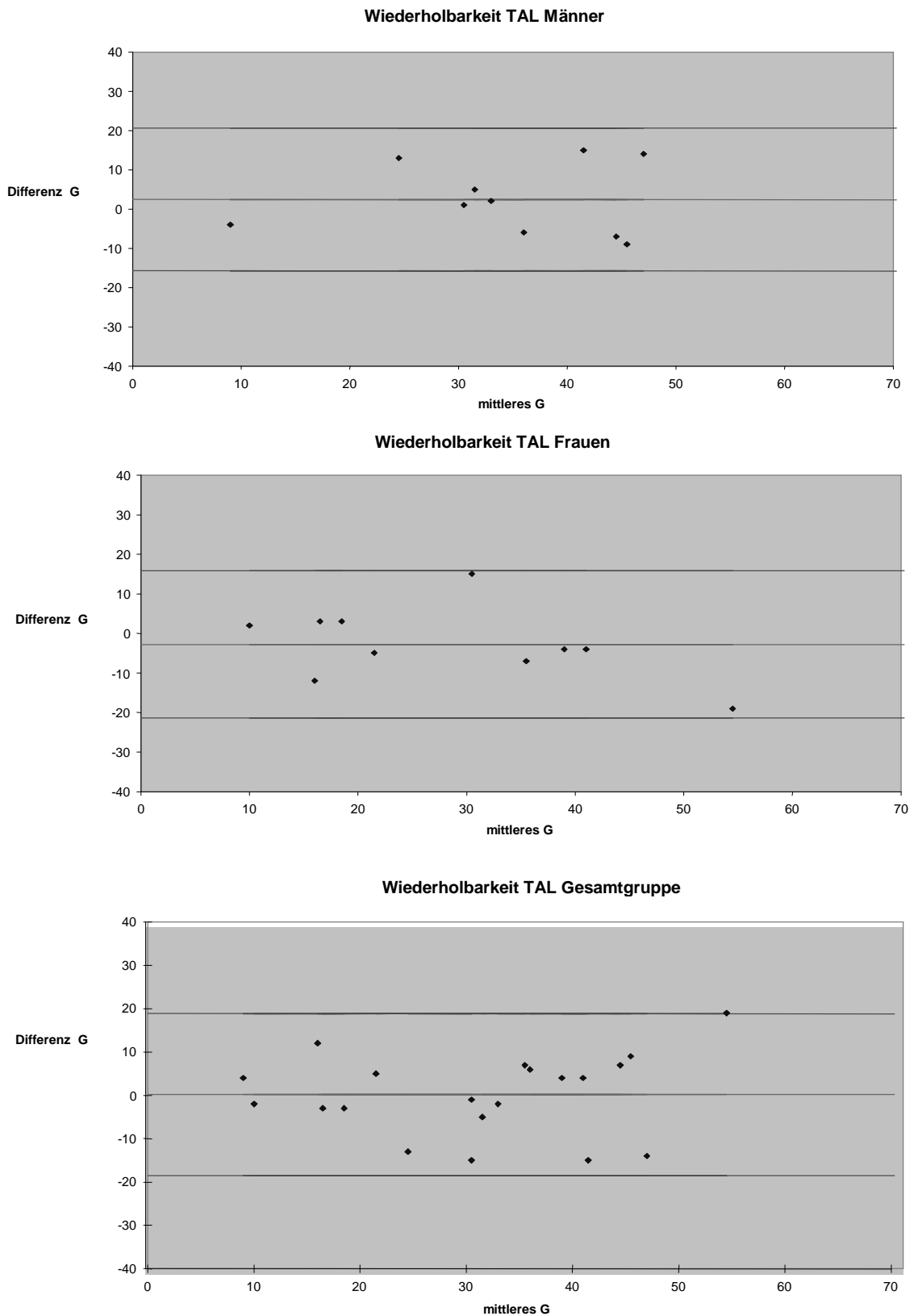


Abb. 60: BLAND-ALTMAN-Diagramm für die Bedingung Laufen im neutralen Schuh (TAL). Das Wiederholbarkeitskriterium ist sowohl für die Männer (oben) als auch für die Frauen (Mitte) sowie für die Gesamtgruppe (unten) erfüllt

7.1.2 Darstellung der Ergebnisse

a) Abrollvorgang Barfußgang

Wie im methodischen Teil beschrieben, wurde die Messgröße G zunächst für die Barfuß-Bedingung über die unterschiedlichen Gruppen (KOm, KOw, ADm) deskriptiv ausgewertet, wobei der Mittelwert sowie das 95% Konfidenzintervall berechnet und graphisch dargestellt wurden. Die Breite der Mittelwertrauten gibt die Gruppengröße an. Im Falle des Barfußabrollvorgangs zeigte sich folgendes Ergebnis (siehe Abbildung 61).

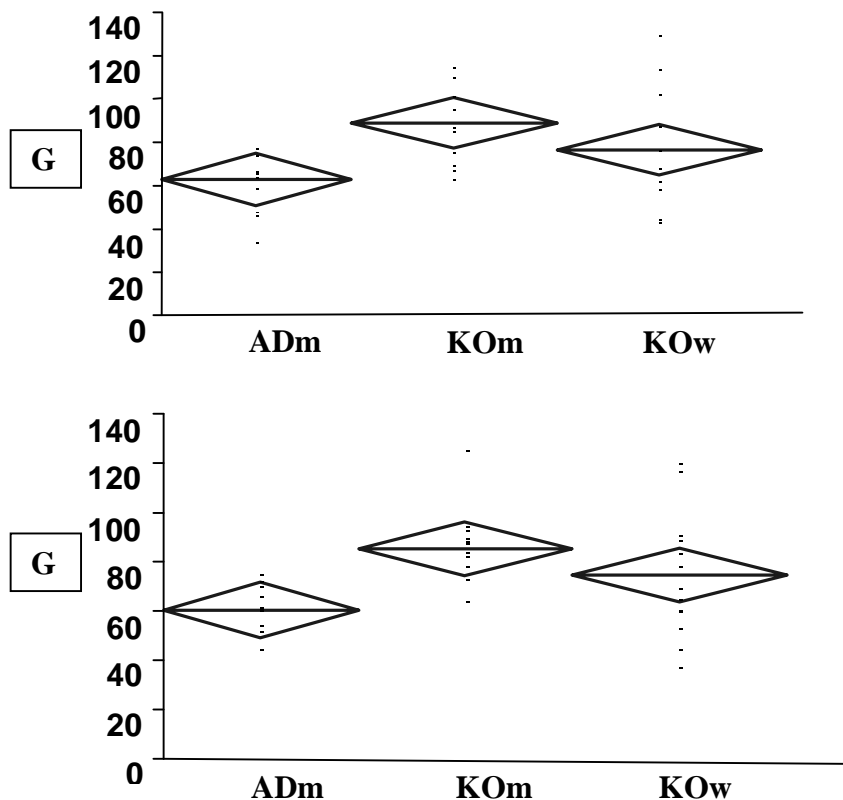


Abb. 61: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Barfußabrollvorgang im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achilodyniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten)

Vor Anwendung der univariaten, einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) zur Überprüfung der Nullhypothese H_0 sollten die Daten auf Normalverteilung und auf Gleichheit der Varianzen überprüft werden ($\alpha = 0.05$). Der Test auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk ergab nicht signifikante Ergebnisse auf dem 5% Niveau ($p=0.25$), so dass Normalverteilung vorausgesetzt werden konnte. Die Überprüfung

auf Gleichheit der Varianzen in den Gruppen nach Brown-Forsythe ergab ebenfalls nicht signifikante Ergebnisse auf dem 5% Niveau ($p=0.20$), so dass die Anwendung des statistischen Verfahrens der Varianzanalyse zulässig ist. Die Überprüfung der Varianzen mittels univariater, einfaktorieller Varianzanalyse bezüglich der Messgröße G (abhängige Variable) und des Faktors Gruppenzugehörigkeit ergab signifikante Unterschiede ($p = 0.01$) auf dem 5% Niveau zwischen den Gruppen AD_m und KO_m für 95% der Gesamtpopulation (siehe Kapitel Anhang). Die statistische Nullhypothese H_0 : *Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G nicht vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden*

kann somit auf einem Testniveau von $\alpha = 5\%$ zugunsten der Alternativhypothese H_1 : *Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden*

für den Barfußgang abgelehnt werden.

Signifikante Mittelwertdifferenzen von G im Test nach Tukey-Kramer ergaben sich zwischen den Gruppen AD_m und KO_m , auf einem Testniveau von $\alpha = 0.001$.

Bezüglich G unterscheiden sich die Gruppen KO_m und KO_w nicht signifikant, d.h. es gibt keine statistisch nachweisbaren geschlechtsspezifischen Unterschiede für den Barfußabrollvorgang.

b) Abrollvorgang im eigenen Schuh

Ebenfalls zunächst deskriptiv dargestellt werden die Ergebnisse der Messgröße G für die Messungen im eigenen Schuh über die unterschiedlichen Gruppen (K_{Om}, K_{Ow}, AD_m), wobei der Mittelwert sowie das 95% Konfidenzintervall berechnet und graphisch dargestellt wurden. Die Breite der Mittelwertrauten gibt die Gruppengröße an. Für den Verlauf des Abrollvorgangs im eigenen Schuh konnte folgende Verteilung von G ermittelt werden (siehe Abbildung 62).

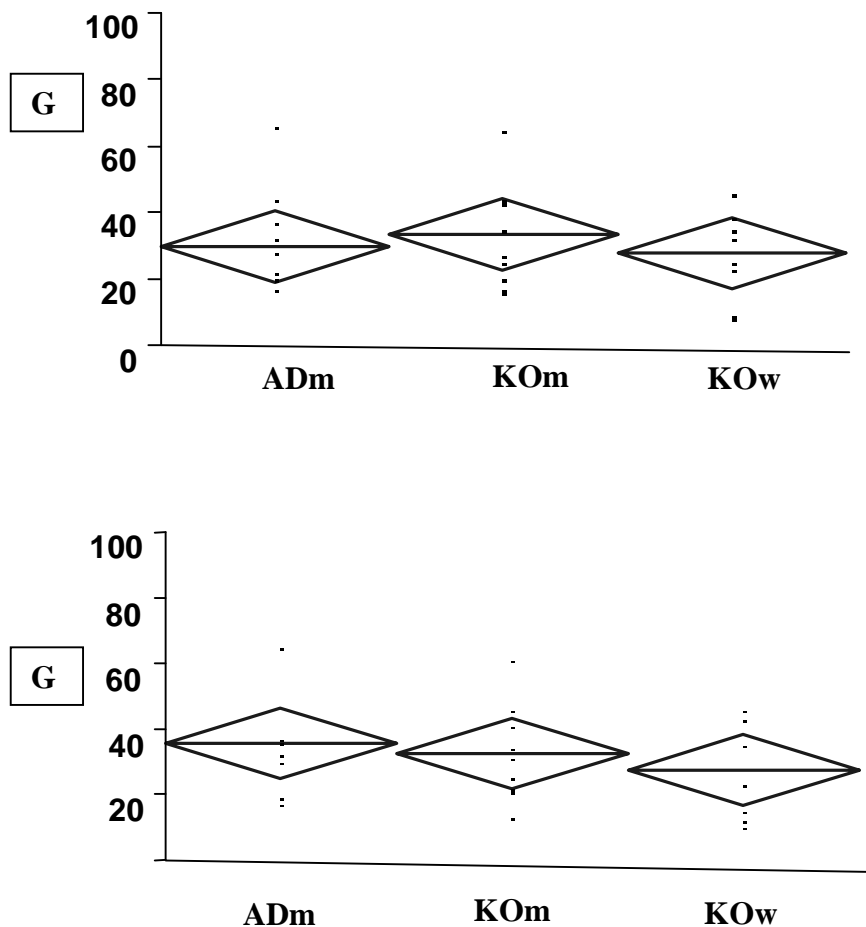


Abb. 62: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Abrollvorgang im eigenen Schuh im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achillodniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten)

Auch hier wurden vor der Anwendung der univariaten, einfaktoriellen Varianzanalyse zur Überprüfung der Nullhypothese H_0 die Daten auf Normalverteilung und auf Gleichheit der Varianzen überprüft ($\alpha = 0.05$). Der Test auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk ergab ebenfalls nicht signifikante Ergebnisse auf dem 5% Niveau ($p=0.32$), so dass Normalverteilung vorausgesetzt werden konnte. Bei der Überprüfung auf Gleichheit der Varianzen in den Gruppen nach Brown-Forsythe konnten ferner nicht signifikante Ergebnisse auf dem 5% Niveau ($p=0.28$) festgestellt werden, so dass die Anwendung des statistischen Verfahrens der Varianzanalyse zulässig ist. Die Überprüfung der Varianzen mittels der ANOVA bezüglich des Parameters G (abhängige Variable) und des Faktors Gruppenzugehörigkeit ergab keine signifikanten Unterschiede ($p = 0.33$) auf dem 5% Niveau zwischen den Gruppen für 90% der Stichprobe (siehe Kapitel Anhang). Somit muss die Nullhypothese H_0 : *Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G nicht vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden* auf einem Testniveau von $\alpha = 5\%$ für den Abrollvorgang im eigenen Schuh beibehalten werden.

c) Abrollvorgang im neutralen Schuh

Für die Auswertung der Messgröße G im neutralen Schuh ergab die deskriptive Darstellung (Mittelwert, 95%-Konfidenzintervall) über die unterschiedlichen Gruppen (K_{Om}, K_{Ow}, AD_m) folgende Ergebnisse (siehe Abbildung 63):

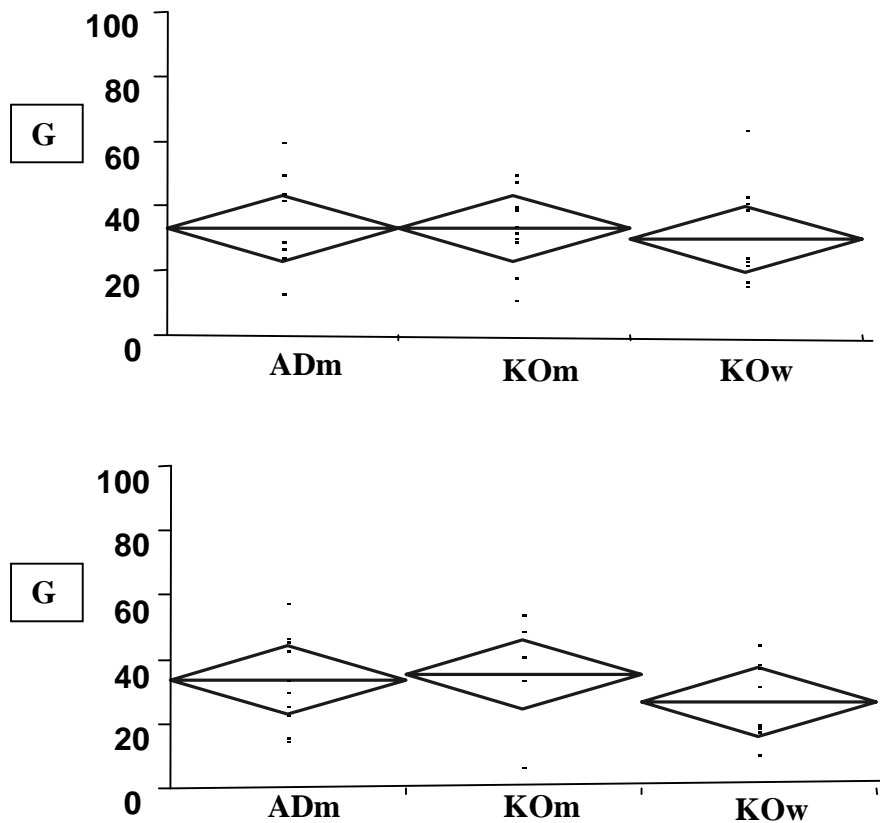


Abb. 63: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für den Abrollvorgang im neutralen Schuh im Vergleich der drei Untersuchungsgruppen (AD_m = Achillodniegruppe männlich, KO_m = Kontrollgruppe männlich, KO_w = Kontrollgruppe weiblich) am Messtag 1 (oben) und Messtag 2 (unten)

Vor Anwendung der ANOVA zur Überprüfung der Nullhypothese H_0 wurden die Daten wiederum auf Normalverteilung und auf Gleichheit der Varianzen überprüft ($\alpha = 0.05$). Der Test auf Normalverteilung nach Shapiro-Wilk ergab erneut nicht signifikante Ergebnisse auf dem 5% Niveau ($p=0.19$), so dass Normalverteilung vorausgesetzt werden konnte. Die Überprüfung auf Gleichheit der Varianzen in den Gruppen nach Brown-Forsythe ergab ebenfalls nicht signifikante Ergebnisse auf dem

5% Niveau ($p=0.21$), so dass die Anwendung des statistischen Verfahrens der Varianzanalyse ebenfalls zulässig ist. Die Überprüfung der Varianzen mittels der ANOVA bezüglich der Messgröße G (abhängige Variable) und des Faktors Gruppenzugehörigkeit ergab keine signifikanten Unterschiede ($p=0.39$) auf dem 5% Niveau zwischen den Gruppen für 88% der Stichprobe (siehe Kapitel Anhang). Somit muss die Nullhypothese H_0 : *Das Abrollverhalten bei Vorliegen chronischer Achillessehnenbeschwerden unterscheidet sich bezüglich der Untersuchungsgröße G nicht vom Abrollverhalten der Vergleichsgruppe ohne Achillessehnenbeschwerden auf einem Testniveau von $\alpha = 5\%$ für den Abrollvorgang im neutralen Schuh ebenfalls beibehalten werden.*

d) Abrollvorgang Barfuß versus im Schuh

Für den Vergleich des Abrollvorgangs Barfuß und im Schuh ergab die deskriptive Analyse (Mittelwert, 95% Konfidenzintervall) der Messgröße G folgende Ausprägungen (siehe Abbildung 64):

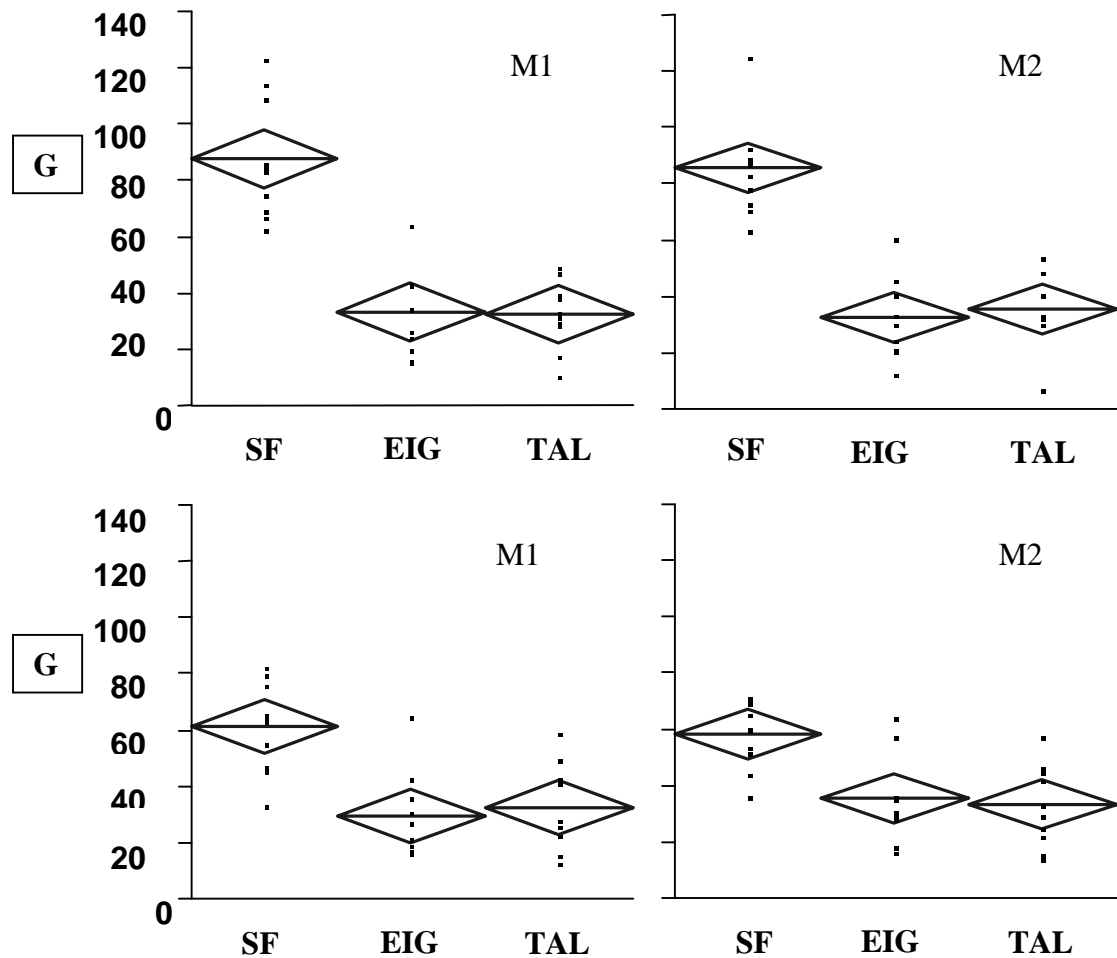


Abb. 64: Messgröße G (Mittelwert \pm 95% Konfidenzintervall) für die Abrollvorgänge (SF = Barfuß, EIG = eigener Schuh, TAL = neutraler Schuh) der männlichen Kontrollgruppe (oben) und der männlichen Achillodyniegruppe am Messtag 1 (M1) und Messtag 2 (M2)

Die Überprüfung der Varianzen (univariate, mehrfaktorielle ANOVA) bezüglich der Messgröße G (abhängige Variable) und den Faktoren Gruppenzugehörigkeit, Schuh und Messtag zeigte, dass die Faktoren Gruppenzugehörigkeit ($p < 0.05$) und Schuh ($p < 0.01$) Einfluss auf die Messgröße G haben. Keinen Einfluss auf das Ergebnis spielt der Faktor Messtag.

7.2 Videoanalyse

7.2.1 Überprüfung der Reliabilität

Im Unterschied zu der Darstellung der Ergebnisse bezüglich der Überprüfung der Gütekriterien für die Messgröße G werden die Ergebnisse hinsichtlich der Überprüfung der Gütekriterien für die Messgrößen der Videomessung ausschließlich in Tabellenform und nicht zusätzlich graphisch dargestellt.

Wie im methodischen Teil beschrieben, wurde als Maß für die Zuverlässigkeit der Messgrößen die Reproduzierbarkeit der Werte sowie deren Messfehler ermittelt. Der Korrelationskoeffizient (r) wurde bestimmt, um über den Zusammenhang einer Variable an zwei Messtagen Aussagen treffen zu können. Da der Korrelationskoeffizient jedoch Abweichungen bei kleinen Ausprägungen anders gewichtet als bei großen, wurde als weiteres Maß für die Reproduzierbarkeit das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN (BA) 1986 bestimmt. Dieses besagt, dass nur dann eine Wiederholbarkeit der Messmethode gegeben ist, wenn 95% der Differenzen zweier Messungen innerhalb der berechneten doppelten Standardabweichung um den Mittelwert der Differenzen aller Probanden liegen. Anschließend wurden die Schwankungen der Parameter an zwei Messtagen über die Test-Retest (TRV) Variabilität (= prozentuale Abweichung des Mittelwertes der Differenz von M1 und M2) bestimmt. Abschließend wurde noch der individuelle Messfehler (IM), d.h. der individuelle Digitalisierfehler beim zehnmaligen Ausmessen eines Winkels, bestimmt.

a) Videoparameter in der Frontalebene

Die Videoparameter in der Frontalebene zeigen eine sehr hohe Test-Retest Variabilität, d.h. die Meßwerte variieren sehr stark zwischen den Messtagen. Sowohl im eigenen Schuh als auch im neutralen Schuh liegt die Variabilität bei ca. 30%. Darüber hinaus korrelieren die Meßwerte nicht sehr stark (ca. 0.6 im neutralen Schuh und 0.6 bzw. 0.8 im eigenen Schuh). Das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN ist in allen Fällen erfüllt, der individuelle Messfehler ist gering (siehe Tabelle 26).

b) Videoparameter in der Sagittalebene

Eine deutlich bessere Test-Retest Variabilität liefern die Messgrößen in der Sagittalebene, d.h. die Messwerte an beiden Messtagen unterscheiden sich nur wenig. Im neutralen Schuh liegt die Variabilität bei 2%, im eigenen Schuh bei 3%. Die Werte

zwischen den Messtagen korrelieren mit 0.9. Die Korrelationswerte für den Kniewinkel dagegen sind ähnlich niedrig wie die der Parameter in der Frontalebene. Zu beachten ist weiterhin, dass im Gegensatz zum eigenen Schuh das Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN im neutralen Schuh nicht erfüllt ist. Der individuelle Messfehler ist ähnlich gering wie für die Parameter in der Frontalebene (siehe Tabelle 26).

Tab. 26: Überprüfung der Reliabilität der Videomessungen für die Gesamtstichprobe (r = Korrelationskoeffizient, BA = Wiederholbarkeitskriterium nach BLAND & ALTMANN, TRV = Test-Retest Variabilität, IM = Individueller Messfehler, $\Delta\beta_{\text{pro}}$ = Totalpronation, $\Delta\gamma_{\text{pro}}$ = Totalpronation des Rückfußes, K_{max} = maximaler Kniewinkel, OSG_{min} = minimaler oberer Sprunggelenkwinkel, N = neutraler Schuh, E = eigener Schuh)

	$\Delta\beta_{\text{pro}}$ N	$\Delta\gamma_{\text{pro}}$ N	$\Delta\beta_{\text{pro}}$ E	$\Delta\gamma_{\text{pro}}$ E	K_{max} N	OSG_{min} N	K_{max} E	OSG_{min} E
r	.59	.61	.62	0.82	.59	.91	.60	.90
BA	erf.	erf.	erf.	erf.	n. erf.	n. erf.	erf.	erf.
TRV (%)	26	36	33	32	2	2	3	3
IM (\pm°)	1.4	1.1	1.4	1.1	1.2	1.4	1.2	1.4

7.2.2 Darstellung der Ergebnisse

Nach Überprüfung der Daten auf Normalverteilung mit dem Test nach Shapiro-Wilk zeigt sich, dass sämtliche Parameter in der Sagittal- und Frontalebene nicht normalverteilt waren. Aufgrund dessen wurde bei der deskriptiven Statistik zusätzlich der Median (ME) als Lokationsmaß und der mittlere Quartilabstand (Q) als Maß der Streuung herangezogen. Alle Messgrößen wurden deskriptiv ausgewertet, wobei der Mittelwert (MI), der Median (ME), die minimalen (Min) und maximalen (Max) Werte, der mittlere Quartilabstand (Q) und die Standardabweichung (SA) berechnet wurden.

a) Sagittalebene

Wie aus den Tabellen 27 und 28 ersichtlich, unterscheiden sich weder der Median noch der Mittelwert von K_{\max} und OSG_{\min} zwischen den einzelnen Gruppen. Die Werte streuen stark um den Mittelwert bzw. den Median, d.h. es kommt zu großen Standardabweichungen bzw. Abweichungen des mittleren Quartilabstandes innerhalb der Gruppen.

Tab. 27: Ergebnisse des maximalen Kniewinkels K_{\max} (in °) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOm = Kontrollgruppe männlich, KOw = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich)

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	10	139.6	138.5	6.10	2.5	134	155		10	140.2	137.5	5.77	5.2	132	149
KOw	10	140.3	140.5	4.97	4.2	131	147		10	140.1	141	6.24	5.5	129	148
ADm	11	140.6	141.0	5.20	4.5	130	147		11	139.6	140.0	4.90	5	130	145

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	10	139.1	138.0	5.63	2.3	133	153		10	139.9	138.5	5.93	5.4	132	149
KOw	10	140.0	139.0	4.22	4	133	146		10	139.1	139.5	6.84	5.3	127	149
ADm	11	139.7	139.0	5.39	4	131	147		11	140.0	141.0	5.33	3.3	132	146

Tab. 28: Ergebnisse des minimalen OSG-Winkels OSG_{\min} (in $^{\circ}$) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOm = Kontrollgruppe männlich, KOw = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich)

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	10	64.6	63.5	3.37	2.5	61	71		10	65.0	65.5	3.30	2.9	60	70
KOw	10	65.0	64.5	6.11	2.9	57	79		10	65.7	65.0	5.40	2.3	57	77
ADm	11	67.5	67.0	4.93	4	61	77		11	66.9	67.0	4.74	4.0	60	76

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	10	63.8	63.5	4.10	3.5	59	71		10	64.5	64.0	3.57	2.5	60	71
KOw	10	66.6	64.5	5.08	5.3	61	74		10	66.0	64.0	4.81	5.2	62	73
ADm	11	68.0	67.0	5.55	5	62	77		11	67.0	66.0	5.0	4.5	61	75

b) Frontalebene

Die deskriptive Analyse der Messgrößen in der Frontalebene (siehe Tabellen 29 und 30) zeigt, dass sich die Gruppen bezüglich der Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ und der Totalpronation des Rückfußes $\Delta\gamma_{\text{pro}}$ nicht unterscheiden. Werden zusätzlich die großen Standardabweichungen bzw. Quartilabstände berücksichtigt, so wird deutlich, dass die kleinen Unterschiede zwischen den Gruppen nicht aussagekräftig sind.

Tab. 29: Ergebnisse der Totalpronation $\Delta\beta_{\text{pro}}$ (in °) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOm = Kontrollgruppe männlich, KOw = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich)

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	12	10.7	10.5	2.76	1.5	7.0	17.0		12	9.1	9.5	7.01	2.4	-11	17.0
KOw	11	10.5	11.0	3.72	2	3.0	17.0		11	12.1	12.0	4.57	4	5.0	20.0
ADm	12	11.5	11.0	5.26	3	0	20.0		12	11.8	11.5	5.32	4.4	3.0	20.0

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	12	10.0	10.0	2.17	1.5	8.0	15.0		12	11.3	12.5	2.83	2.8	7.0	15.0
KOw	11	11.1	12.0	3.56	2	4.0	16.0		11	8.7	10.0	5.60	3	-6.0	14.0
ADm	12	10.7	12.5	6.86	5.8	0	19.0		12	10.9	10.0	6.3	4.8	0	19.0

Tab. 30: Ergebnisse der Totalpronation des Rückfußes $\Delta\gamma_{\text{pro}}$ (in $^{\circ}$) im neutralen (oben) und im eigenen Schuh (unten) an beiden Messtagen (N_1 = Stichprobe Messtag1, N_2 = Stichprobe Messtag M2, MI = Mittelwert, ME = Median, SA = Standardabweichung, Q = mittlerer Quartilabstand, Min = minimaler Wert, Max = maximaler Wert, KOm = Kontrollgruppe männlich, KOw = Kontrollgruppe weiblich, ADm = Achillodyniegruppe männlich)

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	12	8.9	8.5	2.06	1.4	6.0	13.0		12	9.3	9.0	2.00	1.9	6.0	12.0
KOw	11	7.9	8.0	3.30	1.5	1.0	14.0		11	9.5	9.0	4.16	3.5	2.0	17.0
ADm	12	9.0	10.0	5.32	4.4	-1.0	16.0		12	9.4	8.0	4.30	3.2	4.0	18.0

	N_1	MI	ME	SA	Q	Min	Max		N_2	MI	ME	SA	Q	Min	Max
KOm	12	8.3	9.0	1.77	1.4	5.0	11.0		12	9.4	9.5	3.11	2.4	5.0	14.0
KOw	11	7.9	9.0	3.05	1.5	1.0	12.0		11	8.0	9.0	2.23	1.5	4.0	12.0
ADm	12	8.5	11.0	5.43	4.5	-1.0	16.0		12	8.1	8.5	4.46	3.4	1.0	15.0

7.3. Anthropometrische Parameter

Wie bereits im methodischen Teil dargelegt, wird vermutet, dass anthropometrische Variablen in der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden eine Rolle spielen. Nach Elimination der generellen drop-outs (siehe Kapitel 6) ergab sich die Stichprobe, die zur deskriptiven Analyse herangezogen wurde. Die anthropometrischen Daten der Kontrollgruppe der Frauen werden nicht dargestellt, da keine weiblichen Läuferinnen mit Achillessehnenbeschwerden als Vergleichsgruppe in der Untersuchung gemessen wurden, so dass auch kein Vergleich beider Gruppen möglich ist. Für den Vergleich der anthropometrischen Daten ergaben sich somit folgende Ergebnisse (siehe Tabelle 31):

Tab. 31: Charakteristik der Untersuchungsstichprobe bei der Druckmessung

	N	Alter (J)	Größe (cm)	Körperfett (%)	Gewicht (kg)
KO _m	13	30.2 ± 4.6	180.9 ± 6.0	6.9 ± 1.92	70.7 ± 6.3
AD _m	18	38.8 ± 6.4	178.1 ± 6.6	8.1 ± 2.5	73.1 ± 9.2

Wie aus obiger Tabelle ersichtlich, unterscheiden sich die Gruppen KO_m und AD_m bezüglich des durchschnittlichen Alters, d.h. die Läufer mit Achillessehnenbeschwerden sind in der Gruppe etwas älter als die gesunden Läufer. Der Körperfettanteil bei den gesunden Läufern scheint etwas geringer zu sein als bei den Läufern mit Beschwerden. In Anbetracht der großen Streuungen muss davon ausgegangen werden, dass sich alle weiteren anthropometrischen Daten nicht unterscheiden.

7.4 Trainingsspezifische Messgrößen und Umweltbedingungen

Die Auswertung der trainingsspezifischen Variablen und Umweltbedingungen, die in Kapitel 6 als mögliche Gründe für Beschwerden genannt wurden, ergab keine Unterschiede in der Trainingsgestaltung (Laufumfang/Woche, Einheiten/Woche, Stunden/Woche, Tempoeinheiten/Woche, Rennen/Saison), im Leistungsvermögen (IAS-Schwelle) und im Trainingsalter zwischen den Gruppen (siehe Tabelle 32).

Tab. 32: Charakterisierung der Stichprobe (KOm = Kontrollgruppe männlich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) bezüglich der Trainingsgestaltung (oben) und des Leistungsvermögens bzw. des Trainingsalters (unten)

	n	Laufumfang (km/Woche)	Trainingsein- heiten/Woche	Wettkämpfe/ Saison	Stunden/ Woche	Tempoein- heiten/ Woche
KOm	13	56.4 ± 7.9	4.8 ± 1.9	10.2 ± 5.3	6.6 ± 3.7	1.1 ± 0.8
ADm	18	55.8 ± 8.2	4.3 ± 1.8	10.3 ± 9.6	5.3 ± 3.4	0.5 ± 0.5

	n	Trainingsalter (Jahre)	IAS-Schwelle (mmol/l)
KOm	13	12.7 ± 2.1	14.3 ± 0.5
ADm	18	13.4 ± 2.2	14.3 ± 0.4

Bezüglich des typischen Laufuntergrunds im Training zeigt sich, dass die Läufer mit Achillessehnenbeschwerden häufiger auf unebenem Untergrund (Schotter) und auf Tartan laufen als gesunde Läufer. Weitere Unterschiede in Bezug auf den Laufuntergrund wurden nicht erfasst (siehe Tabelle 33).

Tab. 33: Typischer Laufuntergrund der Stichprobe (KOm = Kontrollgruppe männlich, ADm = Achillodyniegruppe männlich) im Training

	n	Tartan (%)	Waldboden (%)	Schotter (%)	Asphalt (%)
KOm	13	11.69 ± 9.94	52.69 ± 24.29	0 ± 0	34.85 ± 24.59
ADm	18	4.62 ± 6.6	49.08 ± 21.99	9.46 ± 7.5	36.38 ± 15.08

8 Diskussion der Ergebnisse

Zur Beantwortung der Hauptfragestellung „Führt das Vorliegen von chronischen Achillessehnenbeschwerden zu biomechanisch messbarer und statistisch nachweisbarer Abweichung im Abrollverhalten des Fußes?“ sind die Unterschiede im Verlauf der Ganglinie zwischen den Gruppen (Kontrollgruppe männlich, Achillodyniegruppe männlich) für unterschiedliche Bedingungen untersucht worden. Da unklar war, wie zuverlässig die verwendeten Meßsysteme arbeiten, wurde vorab die Reliabilität dieser Messmethoden überprüft. Im nun folgenden Kapitel werden zunächst die Ergebnisse der Reliabilitätsprüfung der Messmethoden der Untersuchung diskutiert, bevor anschließend die inhaltliche Diskussion der Hauptfragestellung stattfindet.

8.1 Reliabilität der Druckparameter

Die Ergebnisse für die Reproduzierbarkeit des Ganglinienparameters G mit dem vorgestellten Probandengut scheinen auf den ersten Blick verwirrend, da die überwiegend hohen Werte für den Korrelationskoeffizienten r eine gute Reproduzierbarkeit für alle Konditionen suggerieren, die Werte für die Test-Retest Variabilität eher als gut (SF) bis mäßig (TAL) bezeichnet werden können und die Wiederholbarkeit nach BLAND & ALTMANN streng genommen nicht für alle getesteten Messmethoden erfüllt ist.

Wie aus den Daten der Tabelle 22 und der Abbildung 55 ersichtlich, würde man aufgrund der Werte für r für alle Methoden von einer guten bis sehr guten Reliabilität sprechen. Nur die Gruppe der Männer fällt für die Bedingung SF und TAL ab. Betrachtet man die Verteilung der mittleren G-Werte der Männer für diese beiden Bedingungen mit denen der Frauen, so ist zu erkennen, dass die Verteilung bei den Männern jeweils homogener ist. Am eindrucksvollsten lässt sich dies für die Bedingung SF nachvollziehen: Bei den Männern liegen die mittleren G-Werte – abgesehen von einem Ausreißer – zwischen 70 und 100mm, während sie bei den Frauen im Bereich von 40 bis 110mm liegen. Dennoch ergibt sich daraus ein Korrelationswert von 0,63 für die Männer bzw. von 0,92 für die Frauen. Daraus kann geschlossen werden, dass, wie im methodischen Teil bereits erwähnt, der Korrelationskoeffizient nach Pearson kein geeignetes Maß für die absolute Reliabilität einer Messmethode ist, da er keine Aussage über die absolute Reliabilität, also die Größe des Meßfehlers machen kann, sondern nur überprüft, ob es einen

linearen Zusammenhang zwischen den einzelnen Messungen gibt und wie stark dieser ausfällt. Der Korrelationskoeffizient sollte deshalb eher als Kriterium für die relative Reliabilität (ATKINSON 1998) herangezogen werden.

Die Test-Retest Variabilität zeigt für die Beurteilung der Reproduzierbarkeit der vorgestellten Messmethoden (siehe Tabelle 23 und Abbildung 57), dass, mit Ausnahme einer leichten Tendenz bei der Bedingung TAL, der Messfehler nicht vom Wert der Messgröße abhängt. Der Barfuß-Abrollvorgang liefert, bis auf wenige Ausnahmen bei den Männern, stabile Werte, da er unverfälscht ist, d.h. nicht von einem Schuh beeinflusst wird. Schon die größere Bauhöhe des Schuhs (und damit erhöhter Abstand des Fußes zum Boden) und die damit verbundenen größeren Hebel (und somit Instabilitäten) in medio-lateraler Richtung (STACOFF 1986) können als eine mögliche Erklärung der größeren Variabilität durch den Schuh herangezogen werden. Interessanterweise ist die Variabilität im unbekanntem neutralen Schuh weitaus größer als im eigenen, bereits getragenen, d.h. der Abrollvorgang wird wahrscheinlich zusätzlich durch die unbekannt Situation im neutralen Schuh (im Vergleich zum eingelaufenen Schuh) beeinflusst und noch variabler. Eine weitere Erklärungsmöglichkeit kann in der örtlichen Auflösung der Messmethode ($SF = 4$ Sensoren/cm², Pedar 1 Sensor/2cm²) liegen, d.h. der Verlauf der Ganglinie wird beim Barfußgang örtlich präziser aufgezeichnet, so dass zu erwarten ist, dass die Variabilität geringer ausfällt. Ob damit jedoch die großen Unterschiede in der Variabilität zwischen dem Barfußgang und den Messungen im Schuh ausschließlich erklärt werden können, scheint fragwürdig. Es ist eher zu vermuten, dass beide Faktoren eine Rolle spielen.

Die Werte für den Random Error aus der Analyse nach BLAND & ALTMAN sind für die Messung mit der Plattform (SF) und den Einlegesohlen im eigenen Schuh (EIG) zufriedenstellend, berücksichtigt man den jeweiligen Wertebereich für G. Die Wiederholbarkeit nach BLAND & ALTMANN ist streng genommen nicht für alle getesteten Messmethoden erfüllt (siehe Tabelle 24 und Abbildungen 58-60). Das negative Ergebnis für die Bestimmung von G im Barfußgang ist jedoch sicherlich auf eine Gruppengröße zurückzuführen, die noch zu gering ist, um ein paar Ausreißer zu tolerieren. Da jedoch die 95%-Marke nur knapp verfehlt wurde und für die Untergruppen das Kriterium erfüllt ist, darf angenommen werden, dass auch diese

Methode, bei Überprüfung mit einer größeren Gruppe, als reproduzierbar klassifiziert werden würde. In diesem Zusammenhang ist jedoch noch keine Aussage über die Genauigkeit der Messmethode getroffen. Sie liegt im Bereich des Random Errors. Natürlich ist es wünschenswert, die limits of agreement so eng wie möglich zu setzen. Möglichkeiten dazu könnten eine verbesserte Definition des Ganglinienparameters G, eine genauere Kontrolle der Ganggeschwindigkeit bei der Bedingung SF sowie eine für alle Probanden gleiche Laufgeschwindigkeit (statt 80% IAS bei EIG/TAL) bieten. Aufgrund der intraindividuellen biologischen Variabilität der Probanden lässt sich eine bestimmte Fehlergrenze wahrscheinlich nicht unterschreiten.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass die Reproduzierbarkeit der Messgröße G durch Druckmessungen auf der Plattform und im Schuh insgesamt als zufriedenstellend zu bewerten ist, wobei die Barfußmessungen auf der Plattform, bis auf wenige Ausreißer bei den Männern, die besseren Ergebnisse liefern. Somit kann festgehalten werden, dass G unter der Voraussetzung, dass die vorhandene Variabilität in der Diskussion der Unterschiede zwischen den Gruppen berücksichtigt wird, als reliable Größe angesehen werden kann.

8.2 Statistische Gruppenprüfung der Druckparameter

Zur Beantwortung der Hauptfragestellung sollten die vorgestellten Messmethoden vor allem die Unterschiedlichkeit verschiedener Populationen diagnostizieren. Daher wurden in der zugrundeliegenden Untersuchung die G-Werte gesunder Läufer mit denen von Läufern mit Achillessehnenbeschwerden verglichen. Dabei ließ sich ein statistisch signifikanter Unterschied der Messgröße G bei der Barfuß-Bedingung (SF) feststellen, d.h. die Läufer mit Achillessehnenbeschwerden rollen medialer ab als gesunde Läufer. Es ist sehr fraglich, ob diese Medialisierung, wie häufig angenommen wird, einer verstärkten Pronationsbewegung entspricht, von der – wie bereits erwähnt – angenommen wird, dass sie mit Achillessehnenbeschwerden in Zusammenhang steht. Auch die Druckmessung ist nur eine zweidimensionale Messung, wenngleich – im Gegensatz zur Videomessung – der Fuß direkte Informationen auf das Messsystem gibt. Dennoch zeigen diese Ergebnisse eindeutig, dass die Patientengruppe medial größere Druckbelastungen erfahren müssen, wie aus der Definition (Berechnung) der Ganglinie (siehe Kapitel 6) ersichtlich ist. Da die Variable G eine Größe ist, die den gesamten Abrollvorgang beschreibt, kann jedoch nicht genau lokalisiert werden, ob diese höhere (mediale) Belastung z.B. im Fersen-

oder Mittelfußbereich stattfindet oder gar durch die Abdrucksituation beeinflusst wird.

Bei den Messungen im eigenen und neutralen Schuh ergaben sich keine statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen den Gruppen, was in der schlechten örtlichen Auflösung der Messmethode (Pedar = 1 Sensor/2cm²) begründet sein kann, da die medio-lateralen Verschiebungen der Ganglinie zur Fußlängsachse, im Vergleich zu den Barfußmessungen auf der Platte, nur „grob“ gemessen werden. Dass die zeitliche Auflösung (50 Hz) bei den Druckmessungen im Schuh die im Vergleich zum Gang schnellere Abrollbewegung in relativ grobe Abschnitte unterteilt (vor allem im Rück- und Mittelfuß, wo der Fuß schnell abrollt und normalerweise die größten Distanzen zur Fußlängsachse aufweist), kann ebenfalls zur „scheinbaren“ Angleichung des Abrollverhaltens bei allen Gruppen im Schuh führen. Denkbar ist auch, dass der Schuh, durch die durchgehende Zwischensohle, die als ein medialer Hebel wirkt, die Abrollbewegung nivelliert, was sich in den weitaus niedrigeren G-Werten (im Vergleich zur Gangbewegung) niederschlägt, so dass es zu einer prinzipiellen Angleichung des Abrollverhaltens durch den Schuh kommt. Dieser Eindruck wird unterstützt, wenn man die G-Werte zwischen dem Barfußgang und den Messungen im Schuh betrachtet, da der G-Wert im Gang ca. dreimal so hoch ist (für die gesunde Kontrollgruppe) wie beim Laufen. Schließlich ist auch möglich, dass sämtliche (Lauf-)Schuhe zu ähnlich in ihrem Aufbau und somit auch im Abrollverhalten waren, so dass das Meßsystem gar nicht in der Lage war, Differenzen zu messen.

In Anbetracht der Tatsache, dass bei Männern und Frauen unterschiedliche Beschwerdebhäufigkeiten vorliegen (CLEMENT 1984, KANNUS 1987, MAYER und GRAU 1999), die vermuten lassen, dass unter Umständen der funktionale Abrollvorgang unterschiedlich ist, ist es doch überraschend, dass sich das Abrollverhalten zwischen den Geschlechtern nicht unterscheidet.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass das Abrollverhalten mittels der Messgröße G beim Barfußgang eine Diskriminierung zwischen gesunden Läufern und Läufern mit Achillessehnenbeschwerden reproduzierbar ermöglicht, jedoch inhaltlich schwierig zu interpretieren ist. Eine Unterscheidung in der Laufbewegung ist mit den verwendeten Messmethoden bisher nicht gelungen.

8.3 Reliabilität der Videoparameter

Ein weiteres Ziel dieser Untersuchung war, die Reproduzierbarkeit der Videoanalyse zu überprüfen, da aufgrund der Angaben in der Literatur nicht abschließend geklärt werden konnte, wie und ob eine 2D-Videoanalyse sinnvoll in der Analyse von Bewegungen einzusetzen ist.

Die Videoparameter in der Frontalebene, die eine dreidimensionale Bewegung erfassen sollen, zeigen, wie in Kapitel 7 dargestellt, eine sehr hohe Test-Retest Variabilität, d.h. die Meßwerte zwischen Messtag 1 und Messtag 2 variieren sehr stark. Weiterhin korrelieren die Meßwerte nicht sehr stark, was ebenfalls als Hinweis für eine hohe Variabilität an den zwei Messtagen zu werten ist (BLAND & ALTMANN 1986, ATKINSON & NEVILL 1998). Eine Erklärungsmöglichkeit hierfür ist, dass die Markererkennung nur zweidimensional erfolgt, so dass nicht senkrecht zur Kamera befindliche Marker (z.B. durch die Abduktionsbewegung als Teil der Pronationsbewegung) nur unzureichend, d.h. mit größerem Meßfehler, zu erfassen sind. Eine weitere Erklärung ist das Verlassen der „Projektionsebene“ der Videomessung durch das Laufen auf dem Band. Sobald der Proband die senkrechte Projektionsebene verläßt (d.h. nicht genau geradeaus läuft), kann es wiederum zu Ungenauigkeiten in der Markererkennung kommen. Beides wird in den Arbeiten von AREBLAD 1990 und SOUTAS-LITTLE 1987 vermutet. Eine weitere Quelle für die ungenügende Reliabilität liegt in der Messfrequenz der Methode. Bei einer durchschnittlichen Pronationszeit (bis zum Erreichen der maximalen Pronation) von 30-50ms werden maximal 1.5 bis 2.5 Bilder aufgenommen, so dass der Verlauf der Pronationsbewegung sowie die maximale Ausprägung der Pronation nicht exakt zu bestimmen sind. Somit ist davon auszugehen, dass eine 2D-Videoanalyse für eine Erfassung der Abrollbewegung in der Frontalebene nicht zufriedenstellende Ergebnisse liefert.

Deutlich zufriedenstellendere Ergebnisse ergeben sich sowohl für die Korrelationswerte als auch für die Test-Retest Variabilität in der Sagittalebene, was die Ergebnisse von AREBLAD 1990 unterstützt. Erklärbar ist diese im Vergleich zur Frontalebene höhere Reproduzierbarkeit dadurch, dass beide Variablen eine zweidimensionale Bewegung (Knieflexion/-extension bzw. Plantar-/Dorsalflexion) repräsentieren, so dass ein Verlassen der Messebene nicht zu erwarten ist. Somit kann festgehalten werden, dass die 2D-Videoanalyse Bewegungen in der Sagittalebene wie Knieflexion/-extension bzw. Plantar-/Dorsalflexion reproduzierbar erfassen kann.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das 2-D Meßverfahren zur Bestimmung der Parameter in der Frontalebene ein unzuverlässiges Meßverfahren für die Erfassung der dreidimensionalen Pronationsbewegung ist. Es wird vermutet, dass sich die Reliabilität der Messmethode bzgl. der instrumentellen/methodischen Fehler durch eine dreidimensionale Analyse wesentlich verbessern lässt (AREBLAD, NIGG, EKSTRAND, OLSSON und EKSTROM 1990, SOUTAS-LITTLE, BEAVIS, VERSTAETE und MARKUS 1987). Eine zusätzliche Verbesserung der Reliabilität der 3D-Messmethode könnte durch eine größere Meßfrequenz (100 – 200 Hz) erreicht werden. Nicht gelöst ist hingegen das Problem der Validität der Messmethode, bedingt durch Haut- bzw. Schuhartefakte. Wie STACOFF 1998 vermutet, überschätzen externe Marker die Segmentbewegungen der knöchernen Strukturen deutlich, so dass Bewegungsanalysen mit Hilfe von Markern, die nicht an knöchernen Strukturen fixiert sind, einen systematischen Fehler aufweisen und deshalb mit Vorsicht analysiert und interpretiert werden müssen. Eine Verbindung von kinematischen und kinetischen Messmethoden erscheint unter den genannten Gesichtspunkten sinnvoll zu sein.

8.4 Statistische Gruppenprüfung der Videoparameter

Ein zweites Ziel der Untersuchung war zu prüfen, ob Läufer mit chronischen Achillessehnenbeschwerden, mit Hilfe der in Kapitel 2 und 6 beschriebenen biomechanischen Größen der 2D-Videoanalyse der Frontal- und Sagittalebene, von einer gesunden (Läufer)Kontrollgruppe unterschieden werden können. Wie oben dargelegt, sind die Unterschiede zwischen den Gruppen für die Videoparameter in der Frontal- und Sagittalebene nur gering, der Messfehler im Falle der Größen der Frontalebene jedoch sehr groß. Dies bedeutet nicht, dass sich die Gruppen prinzipiell nicht unterscheiden, sondern dass eventuell bestehende Unterschiede, aus den oben beschriebenen Gründen (methodische/instrumentelle Fehler, Haut-/Schuhartefakte bzw. Validität der Methode), mit einer 2D-Videoanalyse (und den Messgrößen, mit der die Pronationsbewegung beschrieben wird), nicht zuverlässig erfasst werden können. Vielleicht wird aber auch, wie im Kapitel 4 beschrieben, die Pronationsbewegung, als Grund für die Entstehung von Beschwerden, überschätzt, so dass keine Unterschiede feststellbar sind.

Abschließend kann festgehalten werden, dass mittels 2D-Videoanalyse und den Messgrößen, mit denen die Pronationsbewegung beschrieben wird, kein objektiver Nachweis der beschwerdeauslösenden Ursachen von chronischen Achillessehnenbeschwerden erbracht bzw. die Pronationsbewegung zweidimensional nicht eindeutig charakterisiert werden kann.

8.5 Anthropometrische Größen

Wie im Ergebnisteil beschrieben, unterscheiden sich gesunde Läufer hinsichtlich ihres Alters von Läufern mit chronischen Achillessehnenbeschwerden. Die Tatsache, dass die gesunden Läufer im Schnitt fast 10 Jahre jünger sind überrascht nicht und bestätigt die Ergebnisse von KVIST 1991, KANNUS, NIITTYMÄKI und JÄRVINEN 1989, LEPPILATHI und KARPAKKA 1991. Überraschend ist jedoch die Tatsache, dass nur das kalendarische Alter, nicht jedoch das Trainingsalter ausschlaggebend ist. Dies spricht für eine vermutete schlechtere Blutversorgung im Alter, die zu Verletzungen führen kann (HASTAD, LARSSON und LINDHOLM 1959 sowie NICULESCU und MATUSZ 1988). Obwohl tendenzielle Unterschiede im Gewicht zwischen den Gruppen zu sehen sind, können diese nicht statistisch abgesichert werden. Somit können die Untersuchungsergebnisse von KUJALA, OSTERMAN und KVIST 1986 und KOWAL 1991 nicht abschließend unterstützt werden, die eine Abhängigkeit von größerem Gewicht und Achillessehnenbeschwerden feststellen konnten. Interessant erscheint überdies die Tatsache, dass der Körperfettanteil bei den Läufern mit Beschwerden höher zu sein scheint, als bei gesunden Läufern.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass das kalendarische Alter sowie der Körperfettanteil als mögliche ätiologische Faktoren in der Entstehung von Achillessehnenbeschwerden gesehen werden können. Dennoch bleibt unklar, ob diese in direkter Abhängigkeit zueinander stehen und ob das Gewicht als weiterer Faktor hinzukommt.

8.6 Trainingsparameter

Die im Kapitel 1 beschriebenen Trainingsfehler in Form von zu hohen Intensitäten bzw. Umfängen (JAMES, BATES und OSTERNIG 1978, CLANCY 1982, JACOBS und BERSON 1986, BRODY 1987 und MARTI, VADER, MINDER und ABELIN 1988) konnten ebenfalls nicht bestätigt werden. Im Gegenteil scheinen die gesunden Läufer im Schnitt eine Stunde mehr in der Woche zu trainieren als die verletzten und auch häufiger Tempoeinheiten (auf der Bahn) im Trainingsprogramm haben. Bei genauerer Betrachtung kann man jedoch feststellen, dass bei gleichem Umfang pro Woche dieser in der Achillodyniegruppe in kürzerer Zeit zurückgelegt wird. Dies bedeutet, dass die typischen Trainingsläufe bei den Läufern mit Beschwerden schneller zurückgelegt werden als in der gesunden Gruppe, was die obigen Vermutungen bezüglich der Trainingsfehler in Form von zu großen Intensitäten unterstützt.

Zusammenfassend kann festgehalten werden, dass in der vorgestellten Untersuchung die Läufer mit Achillessehnenbeschwerden ihre normalen, typischen Trainingsläufe schneller absolvieren als die gesunden Läufer. Somit kann die Trainingsintensität als ein möglicher ätiologischer Faktor in der Entstehung der Achillessehnenbeschwerden gesehen werden.

8.7 Umweltbedingungen

Wie aus dem Ergebnisteil ersichtlich, unterscheiden sich die Läufer mit den Beschwerden von den gesunden Läufern dahingehend, dass sie häufiger auf unebenem Terrain trainiert als die Gesunden. Dieses Ergebnis ist nicht überraschend, obwohl es im Gegensatz zu früheren Vermutungen steht, dass harter Untergrund für die Entstehung von Überlastungsbeschwerden verantwortlich ist (GROSS 1987, EKSTRAND, GILLQVIST und LILJEDAHL 1989, GALLOWAY, JOKL und DAYTON 1992), denn das Abrollverhalten des Fußes (und somit auch der Zug auf die Achillessehne) unterliegt auf unebenem Gelände wesentlich stärkeren medio-lateralen Schwankungen, so dass Beschwerden, vor allem auf die Achillessehne, durchaus erklärbar wären.

Abschließend kann festgestellt werden, dass sich nicht die Härte des Untergrundes, sondern die Oberflächenbeschaffenheit (eben/uneben) in der vorgestellten Untersuchung als ein möglicher ätiologischer Faktor für die Entstehung von Achillessehnenbeschwerden erwiesen hat.

Im nun abschließend folgenden Ausblick wird versucht, die aus der Untersuchung und Diskussion entstandenen Fragen zu bündeln, so dass Perspektiven für zukünftige Forschungsarbeiten ersichtlich werden.

9 Zusammenfassung und Ausblick

Die Aufgaben des Schuhs im Sport sollen im Wesentlichen in der Leistungsverbesserung und in der Prävention von Beschwerden liegen. Dementsprechend waren und sind dies die Schwerpunkte in der Entwicklung von Sportschuhen. Der Aspekt der Leistungsverbesserung erfolgt dabei typischerweise über das Versuch-und-Irrtums-Prinzip, d.h. aufgrund guter bzw. schlechter Erfahrungen ausgewählter Spitzensportler wird die Weiterentwicklung von Sportschuhen vorangetrieben oder auch nicht. Der Aspekt der Prävention von Beschwerden hingegen war bis heute im Wesentlichen das Ziel der wissenschaftlichen Erforschung des Sportschuhs durch Untersuchungen allgemeiner und sportartspezifischer „Belastungen“. Von vordergründigem Interesse waren von Beginn an zwei Aspekte: Das Verhindern von zu starker Pronationsbewegung und zu starken vertikalen Kraftbelastungen beim Sporttreiben. Beide Aspekte konnten im Laufe der Jahre so operationalisiert werden, dass Messungen möglich und die Bewegung objektiv betrachtet werden konnte, so dass man nicht ausschließlich auf subjektive Eindrücke angewiesen war. Obwohl es unzählige Studien zu den benannten Bereichen gibt, die der Erkennung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-)Sport galten und das Ziel hatten, Wissen über den Aufbau von Sportschuhen zu erlangen, um die Belastungen beim Sporttreiben zu reduzieren, wurde dennoch in den meisten Fällen ungeprüft unterstellt, dass z.B. eine durch Schuhwerk erreichte Reduktion der Aufprallkräfte und des Pronationsausmaßes auch zu einer Verletzungsreduktion führt. Trotz dieser präventiven Ausrichtung in der wissenschaftlichen Erforschung von Sportschuhen waren Verletzungen und Beschwerden stets ein zentrales Problem beim Sporttreiben. So waren und sind Beschwerden im Laufsport deshalb auch Gegenstand mehrerer epidemiologischer Studien in den letzten 30 Jahren. Diese Studien über Laufverletzungen zeigten neben der Häufigkeitsverteilung der Beschwerden, dass es im Laufe der Jahre zu keiner Verringerung in der Häufigkeit der Laufbeschwerden kam, sondern nur zu einer Verlagerung der häufigsten Beschwerden von Kniebeschwerden hin zu Achillessehnenbeschwerden. Mögliche Gründe dafür, dass keine Verbesserung in der Verletzungsprophylaxe erreicht wurde, waren Gegenstand der Diskussion des theoretischen Teils dieser Arbeit.

Im anschließenden empirischen Teil wurde versucht, Patienten (Läufer mit chronischen Achillessehnenbeschwerden) mittels klinischer, biomechanischer und trainingsspezifischer Kenngrößen zu charakterisieren und von gesunden Läufern abzu-

grenzen. Zusätzlich wurde untersucht, welche Messmethoden (Video, Kraftmessung, Druckmessung) für die Erfassung der ausgewählten Kenngrößen sinnvoll einsetzbar sind, so dass valide und reliable Messdaten zur Interpretation vorliegen. Aus den gewonnenen Erkenntnissen ergeben sich mehrere offene Fragen, die Gegenstand für zukünftige Forschungsinhalte sein könnten und die im folgenden angesprochen werden.

Eine dieser offenen Fragen beschäftigt sich mit dem Verlauf der Ganglinie als Messgröße zur Diskriminierung zwischen krank und gesund. Wie aus dem Ergebnisteil sichtbar, vermag G im Barfußgang zwischen gesunden Läufern und Läufern mit chronischen Achillessehnenbeschwerden zu unterscheiden. Da die Variable G jedoch eine Größe ist, die den gesamten Abrollvorgang beschreibt, kann nicht genau lokalisiert werden, ob z.B. ein größeres G vom Fersen- oder Mittelfußbereich herrührt oder durch die Abdrucksituation beeinflusst wird. Um eine Zuordnung zu bestimmten Phasen (z.B. Auftreffphase, Standphase oder Abdruckphase) des Abrollvorgangs gewährleisten zu können, muss versucht werden, Messgrößen zu entwickeln, die den Ganglinienverlauf in einzelnen Masken (z.B. Rück-, Mittel- und Vorfußmaske) auswerten, so dass regionale Informationen über den funktionalen (und pathologischen) Abrollvorgang möglich werden. Interessant wäre auch, neben den Informationen über den örtlichen Verlauf der Ganglinie, Angaben über den Geschwindigkeitsverlauf der Ganglinie in medio-lateraler Richtung zu bekommen, da, wie im theoretischen Teil dieser Arbeit beschrieben, davon ausgegangen wird, dass die Größe der Geschwindigkeit Einfluss auf die Entstehung von Beschwerden haben kann. Auch hier wäre wünschenswert, diese für einzelne Phasen des Abrollvorgangs zu erhalten, so dass eine genauere Analyse des komplexen Abrollvorgangs möglich wird.

Im Falle des Abrollverhaltens mit Schuh, bei dem keine Diskriminierung zwischen krank und gesund möglich war, ist es fraglich, ob eine regionale Unterteilung der Ganglinie allein zu einer Verbesserung des Ergebnisses, d.h. zu einer Unterscheidung zwischen krank und gesund, führt. Aufgrund der in Kapitel 8 angesprochenen Probleme (wie z.B. Ortsauflösung) erscheint es ratsam, entweder ein anderes System zu verwenden (bzw. zu entwickeln), das eine ähnlich gute örtliche Auflösung hat wie die SF-Plattform oder aber Messgrößen zu entwickeln, die weniger den Verlauf des Abrollvorgangs, als vielmehr die absoluten Belastungen (z.B. Maximaldruck, mittlere Kraft, Kraftimpuls) als Grundlage zur Analyse berücksichtigen. Es wäre auch hier

wünschenswert, wenn dies, ähnlich wie im Falle des Ganglinienverlaufs, für einzelne regionale Masken möglich werden würde.

Eine weiterhin offene Frage betrifft den Zusammenhang von Ganglinienverlauf und der Pronationsbewegung. Wie in der Diskussion des empirischen Teils beschrieben, wird häufig spekuliert, dass mittels des Verlaufs der Ganglinie die Pronationsbewegung beschrieben werden kann. Da die Druckmessung jedoch ebenfalls nur eine zweidimensionale Messung ist, wenngleich, im Gegensatz zur Videomessung, der Fuß direkte Informationen auf das Messsystem abgibt, ist es sehr fraglich, ob eine Medialisierung der Ganglinie einer verstärkten Pronationsbewegung entspricht. Um dies nachweisen zu können, müsste gezeigt werden, dass eine Medialisierung mit einer höheren medialen Kraftbelastung (Horizontalkraft in medio-lateraler Richtung) einhergeht. Hierzu müssten parallel Druckmessungen und Kraftmessungen durchgeführt werden, so dass ein eindeutiger Zusammenhang hergestellt werden kann.

Ein entscheidender Forschungsschwerpunkt in der Zukunft muss sich jedoch mit der Frage der mechanischen versus biologischen Betrachtung von Bewegungen beschäftigen. Wie in der Diskussion des theoretischen Teils beschrieben, erscheint es sehr fraglich zu sein, ob z.B. eine funktionale (Pronations-)Bewegung nur mit mechanischen Größen beschrieben werden kann, da menschliche Bewegungen sehr individuell sein können und nicht mechanisch, sondern vor allem neuromuskulär reguliert bzw. gesteuert und kompensiert werden. Zu überlegen wäre, ob nicht mechanische und biologische Einflussfaktoren gemeinsam gemessen und analysiert werden sollten. Dies würde bedeuten, dass neben den bereits verwendeten Druckmessungen zusätzlich die muskuläre Aktivität mittels der Elektromyographie ermittelt werden sollte. Von Interesse wäre zu sehen, ob Patienten z.B. andere Koordinationsmuster in der Muskulatur aufweisen als Gesunde und ob diese zu Änderungen im mechanischen Output führen. Weiterhin wäre interessant, ob die Aktivitätshöhe der Muskulatur zwischen den Gruppen variiert und ob dies mechanisch messbar ist. Hinsichtlich des übergeordneten wissenschaftlichen Forschungsziels, der Erkennung bzw. Klassifizierung von (schuhbedingten) Belastungen oder Beschwerden im (Lauf-)Sport mit dem Ziel der Verletzungsprophylaxe, könnte vermutlich ein entscheidender Schritt gemacht werden.

Die prinzipielle Frage, ob mit äußeren Messungen innere Belastungen überhaupt

vorhersagbar sind, könnte durch eine Verbindung von mechanischer und biologischer Betrachtung entschärft werden. Dennoch wäre es wünschenswert, wenn es mittels Modellierung und Simulation gelingen würde, über ein realistisches Modell innerer Kräfte zu bestimmen. Hierzu könnten auch die Ergebnisse der Muskelaktivität ihren Beitrag leisten.

Abschließend kann festgehalten werden, dass erst ein kleiner Teil auf dem Weg zur Erkennung beschwerdeauslösender Faktoren im Sport, die dann zur Prävention von sportspezifischen Beschwerden z.B. im Schuhbau umgesetzt werden können, zurückgelegt worden ist. Dennoch gibt es hoffnungsvolle Ansätze, dass sich dies in der nahen Zukunft ändert.

10 Literaturliste

- Andrew, C.: The effect of running velocity on rearfoot motion and mediolateral placement of the feet. Master thesis. Pennsylvania State University 1986.
- Archambault, J.M./Wiley, J.P./Bray, R.C.: Exercise loading of tendons and the development of injuries. A review of current literature. In: *Sports Medicine* 20 (1995), 77-89.
- Areblad, M./Ekstrand, J./Ekström, H.: 3D measurement of rearfoot motion during running. Proceedings of the XIIth ISB Congress, Los Angeles 1991, # 205.
- Areblad, M./Nigg, B.M./Ekstrand, J./Olsson, K.O./Ekstrom, H.: Three dimensional measurement of rearfoot motion during running. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1990) 9, 933-940.
- Atkinson, G./Nevill, A..M.: Statistical Methods for Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. In: *Sports Medicine* 26 (1998) 4, 217-238.
- Bahlsen, A./Nigg, B.M.: Influence of attached masses on impact forces and running style in heel-toe running. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 3 (1987), 264-275.
- Baroud, G./Goerke, U.J./Guenther, H./Stefanyshyn, D.J./Miller, J.E./Nigg, B.M.: A non-linear hyperelastic finite element model of energy return enhancement in sport surfaces and shoes. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Functional Footwear*. Canmore 1999, 18-19.
- Bates, B.T./James, S.L./ Osternig, L.R.: Effects of running shoes on ground reaction forces. In: *Biomechanics VII* (1981), 226-233.
- Bates, B.T./Osternig, L.R./Mason, B.: Lower extremity function during the support phase of running. In: E. Asmussen/K.Jorgensen: *Biomechanics VI-B*. Baltimore 1978, 30-39.
- Bates, B.T./Osternig, L.R./Mason, B.: Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. In: *Medicine and Science in Sports* 11 (1979) 4, 328-331.
- Bates, B.T./Osternig, L.R./Sawhill, J.A.: An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983) 3, 181-191.

- Baudzus, W./Franken, D./Krabbe, B.: Belastungsanalyse beim Laufen auf unterschiedlichen Sportböden. In: Kölner Beiträge zur Sportwissenschaft 15 (1986), 7-16.
- Beck, M./Krauß, I./Grau, S./Baur, H./Bäurle, W./Maiwald, C./Mayer, F.: Influence of various training parameters on the extent and classification of chronic achillodynia in runners. In: International Journal of Sports Medicine 20 (1999) Supplement, 104.
- Bland, J.M./Altman, D.G.: Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. In: The Lancet 8 (1986), 307-310.
- Bobbert, M.F./Schamhardt, H.C./Nigg, B.M.: Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. In: Journal of Biomechanics 24 (1991) 12, 1095-1105.
- Bobbert, M.F./Yeadon, M.R./Nigg, B.M.: Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. In: Journal of Biomechanics 25 (1992) 3, 223-234.
- Boccardi, S./Pedotti, A.: Evaluation of muscular moments at the lower limb joints by an on-line processing of kinematic data and ground reaction. In: Journal of Biomechanics 14 (1981) 1, 35-45.
- Boumans, E./Claeys, R.: The position of the maximal impact force on the foot during jogging. In: Biomechanics XI-B (1989), 597-602.
- Bresching, A.: Fuß, Leisten, Leistenkopie. In: Handbuch für die Schuhindustrie. Heidelberg 1981, 177-244.
- Brill, P.A./Macera, C.A.: The influence of running patterns on running injuries. In: Sports Medicine 20 (1995), 365-368.
- Brody, D.M.: Running injuries. Prevention and management. In: Clinical Symposium (39) 1987, 1-36.
- Brüggemann, P./Arndt, A.: Fatigue and lower extremity function. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 4-5.
- Cairns, M.A./Catalano, G./Beebe, B.: Effect of orthotics in altering rearfoot motion. Proceedings of the XIIth ISB Congress, Los Angeles 1991, # 154.
- Capozzo, A./Catani, F./Leardini, A./Benedetti, M.G.: Position and orientation in space of bones during movement: experimental artefacts. In: Clinical Biomechanics 11 (1996), 90-100.
- Cavanagh, P.R.: The running shoe book. Mountain View 1980a.

- Cavanagh, P.R.: The shoe ground interface in running. In: R.P. Mack: Symposium on the foot and leg in running sports. Mosby 1982, Kapitel 2.
- Cavanagh, P.R.: Studies of the locomotor mechanics of elite distance runners: present status and future directions. Paper presented at the Gatorade Symposium on „Future directions in Exercise/Sport research“, Tempe 1985.
- Cavanagh, P.R.: The biomechanics of lower extremity action in distance running. In: *Foot & Ankle* 7 (1987) 4, 197-217.
- Cavanagh, P.R.: The foot as a sensory organ. In: Proceedings of the 17th International Society of Biomechanics. Calgary 1999, 18.
- Cavanagh, P.R./Clarke, T.E.: An evaluation of the effect of orthotics on pressure distribution and rearfoot movement in running. Paper presented in Lake Placid 1978.
- Cavanagh, P.R./Hinrichs, R.N./Williams, K.R.: Testing procedure for the 1981 Runner's World Shoe Survey. In: *Runner' World* 10 (1980b), 38-48.
- Cavanagh, P.R./Kram, R.: Stride length in distance running: velocity, body dimensions and added mass effects. In: P.R. Cavanagh: *Biomechanics of distance running*. Champaign 1990, 35-63.
- Cavanagh, P.R./Lafortune, M.A.: Ground reaction forces in distance running. In: *Journal of Biomechanics* 13 (1980c) 5, 397-406.
- Chao, E.Y./Laughman, R.K.: Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. In: *Journal of Biomechanics* 16 (1983) 3, 219-233.
- Chockalingham, N./Rajesh, E.: External ankle torque – a comfort parameter for footwear. Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokyo 1997, 66-67.
- Clancy, W.G.: Tendinitis and plantar fasciitis in runners. In: R. Dámbrósia: *Prevention and treatment of running injuries*. New Jersey 1982.
- Clarke, T.E./Cooper, L.B./Clark, D.E./Hamill, C.L.: The effect of increased running speed upon peak shank deceleration during ground contact. In: *Biomechanics VII* (1981), 101-105.
- Clarke, T.E./Frederick, E.C./Cooper, L.B.: Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties. In: B.M. Nigg/B.A Kerr: *Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces*. Calgary 1983a, 25-33.

- Clarke, T.E./Frederick, E.C./Cooper, L.B.: Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. In: *International Journal of Sports Medicine* 4 (1983b), 247-251.
- Clarke, T.E./Frederick, E.C./Hamill, C.: The effects of shoe design parameters on rearfoot control in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15 (1983c) 5, 376-381.
- Clarke, T.E./Frederick, E.C./Hamill, J.: The study of rearfoot movement in running. In: E.C. Frederick (Hrsg.): *Sport shoes and playing surfaces*. Human Kinetics Publishers, Champaign 1984, 166-189.
- Clement, D.B./Taunton, J.E./Smart, G.E./McNicol, K.L.: A survey of overuse running injuries. In: *Physician and Sports Medicine* 9 (1981), 47-58.
- Clement, D.B./Taunton, J.E./Smart, G.W.: Achilles tendinitis and peritendinitis: Etiology and treatment. In: *American Journal of Sports Medicine* 3 (1984), 179-184.
- Cole, G.K./Nigg, B.M./Fick, G.H. et al.: Internal loading of the foot and ankle during impact in running. In: *Journal of Applied Biomechanics* 11 (1995), 25-46.
- Cornwall, M.W./McPoil, T.: The influence of tibialis anterior muscle activity on rearfoot motion during walking. In: *Foot & Ankle* 15 (1994) 2, 75-79.
- Cowan, D.N./Jones, B.H./Frykman, P.N./Polly, D.W./Harman, E.A./Rosenstein, R.M./Rosenstein, M.T.: Lower limb morphology and risk of overuse injury among male infantry trainees. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28 (1996), 945-52 .
- De Lange, A./Winkelmolan, W.: Rotational friction characteristics of footwear: bridging the gap between mechanical and biomechanical experiments. *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear*. Köln 1995, 50.
- Denoth, J./Kälin, X./Stacoff, A.: Schockabsorption beim Jogging - Materialtests kontra Versuchspersonentests. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 7 (1985), 199-202.
- DeVita, P./Bates, B.T.: The effects of time on selected ground reaction force parameters. In: *Biomechanics X-B* 1987, 1011-1014.
- DeWitt, B./DeClerq, D./Lenir, M.: The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. In: *Journal of Applied Biomechanics* 11 (1995), 395-406.

- Dickinson, P.H./Coutts, M.B./Woodward, E.P.: Tendon achilles bursitis. Report of twenty-one cases. In: *Journal of Bone and Joint Surgery* 48-A (1966), 77-81.
- Dufek, J.S./James, R.: Modeling landing impacts. In: *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear*. Calgary 1994, 36-37.
- Ekstrand, J./Nigg, B.M.: Surface-related injuries in soccer. In: *Sports Medicine* 8 (1989), 56-62.
- Eng, T.J./Fewster, J.B.: Gender, side and regional pressure differences during skipping. In: *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 48-49.
- Engin, A.E./Tümer, S.T.: Improved dynamic model of the human knee joint and its response to impact loading on the lower leg. In: *Journal of Biomechanical Engineering* 115 (1993), 137-143.
- Fallon, KE: Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney to Melbourne run. In: *British Journal of Sports Medicine* 30 (1996), 319-323.
- Feltner, M.E./Macrae, H.S./Macrae, P.G.: Strength training effects on rearfoot motion in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26 (1994) 8, 1021-1027.
- Ferrandis, R./Garcia, A.-C./Ramiro, J.: Rearfoot motion and torsion in running: the effects of upper vamp stabilizers. In: *Journal of Applied Biomechanics* 10 (1994), 28-42.
- Fischer, W.: Häufigkeitsverteilung der Beschwerden im Lauffsport. In: *Orthopädischeschuhtechnik* 9 (1998).
- Frederick, E.C.: Biomechanical requirements of basketball shoes. *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear*. Köln 1995, 18-19.
- Frederick, E.C./Clarke, T.E./Hamill, C.: The effects of running shoe design on shock attenuation. In: E.C. Frederick: *Sport shoes and playing surfaces*. Champaign 1984, 190-198.
- Frederick, E.C./Hagy, J.L./Mann, R.A.: Prediction of vertical impact force during running. In: *Journal of Biomechanics* 14 (1981), 498.
- Frederick, E.C./Hagy, J.L.: Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 2 (1986), 41-49.

- Frederick, E.C./Robinson, J.R./Hamil, C.L.: Rearfoot kinematics and ground reaction forces in elite caliber identical twin runners. In: *Biomechanics IX-B* (1987), 809-812.
- Fredericson, M.: Common injuries in runners. Diagnosis, rehabilitation and prevention. In: *Sports Medicine* 21 (1996) 1, 49-72.
- Frey, C.C./Shereff, M.I.: Tendon injuries about the ankle in athletes. In: *Clinical Sports Medicine* 7 (1988), 103-118.
- Freychat, P./Belli, A./Carret, J.P./Lacour, J.R.: Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28 (1997) 2, 225-232.
- Galloway, M.T./Jokl, P./Dayton, O.W.: Achilles tendon overuse injuries. In: *Clinical Sports Medicine* 11 (1992), 771-782.
- Gerritsen, K.G./van den Bogert, A.: Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995) 6, 661-668.
- Grimston, S.K./Engsborg, J.R./Kloiber, R./ Hanley, D.A.: Bone mass, external loads, and stress fracture in female runners. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 7 (1991), 293-302.
- Gross, D.: Einführung in die Problematik der Insertionstendinosen. In: *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin* 35 (1987), 59-62.
- Gudas, C.J.: Patterns of lower extremity injury in 224 runners. In: *Comprehensive Therapy* 6 (1980), 50-59.
- Hamill, J./Bates, B.T./Holt, K.G.: Timing of lower extremity joint actions during treadmill running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1992) 7, 807-813.
- Hamill, J./Murphy, M./Sussman, D.: The effects of track turns on lower extremity function. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 3 (1987), 276-286.
- Harrison, R.N./Lees, A./Mc Cullagh, P./Rowe, W.B.: A bioengineering analysis of human muscle and joint forces in the lower limbs during running. In: *Journal of Sport Sciences* 4 (1986), 201-218.
- Hastad, K./Larsson, G.L./Lindholm, A.: Clearance of radiosodium after local deposit in the achilles tendon. In: *Acta Chirurgica Scandinavica* 116 (1959), 251-255.

- Hennig, E.M.: Plantar pressure measurements and applications to footwear. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994a, 6-7.
- Hennig, E.M./Lafortune, M.A./Lake, M.J.: The influence of midsole material and knee flexion on energy return in simulated running impacts. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995a, 2-3.
- Hennig, E.M./Milani, T.L./Lafortune, M.A.: Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial accelerations in running. In: Journal of Applied Biomechanics 9 (1993), 306-314.
- Hennig, E.M./Milani, T.L.: Druckverteilungsanalysen in Sportschuhen. In: Medizinisch-Orthopädische Technik 114 (1994b) 1, 22-25.
- Hennig, E.M./Milani, T.L.: The perception of cushioning during impact loads of the human body. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995b, 30-31.
- Hess, H./Hort, W.: Erhöhte Verletzungsgefahr beim Leichtathletiktraining auf Kunststoffboden. In: Sportarzt und Sportmedizin 24 (1973), 282-285.
- Hintermann, B./Nigg, B.: Pronation in runners - Implications for injuries. In: Sports Medicine 26 (1998), 169-176.
- Holden, J.P./Cavanagh, P.R.: The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. In: Journal of Biomechanics 24 (1991) 10, 887-897.
- Horcajada, M.N./Davicco, M.J./Collignon, H./Lebecque, P./Coxam, V./Barlet, J.P.: Does endurance running before orchidectomy prevent osteopenia in rats. In: European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 80 (1999) 4, 344-352.
- Inman, C.L./Warren, G.L./Hogan, H.A./Bloomfield, S.A.: Mechanical loading attenuates bone loss due to immobilization and calcium deficiency. In: Journal of Applied Physiology 87 (1999) 1, 189-195.
- Jacobs, S.J./Berson, B.L.: Injuries to runners: a study of entrants to a 10,000 meter race. In: The American Journal of Sports Medicine 14 (1986) 2, 151-155.
- James, S.L./Bates, B.T./Osternig, L.R.: Injuries to runners. In: The American Journal of Sports Medicine 6 (1978) 2, 40-49.

- Jones, B.H./Cowan, D.E./Tomlinson, J.P.: Epidemiology of injuries associated with physical training among young men in the army. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 25 (1993), 197-203.
- Jorgensen, U.: Body load in heel-strike running: The effect of a firm heel counter. In: *The American Journal of Sports Medicine* 18 (1990) 2, 177-181.
- Kälin, X./Denoth, J./Stacoff, A.: Cushioning during running - material tests contra subject tests. In: S.M. Perren/E. Schneider: *Biomechanics: Current interdisciplinary research*. Martinus Nijhoff Publishers 1985, 651-656.
- Kannus, P./Jószka, L./Natri, A.: Effects of training, immobilization and remobilization of tendons. In: *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 7 (1997), 67-71.
- Kannus, P./Niittymäki, S./Järvinen, M.: Sports injuries in elderly athletes: a three-year prospective, controlled study. In: *Age and Ageing* 18 (1989), 203-270.
- Kersting, U.G./Kriwet, A.: The influence of restricted rearfoot motion on impact forces during running. *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 62-63.
- Kersting, U.G./Neumann, J.: The effect of controlled variations in running style on rearfoot movement and ground reaction forces. In: *Proceedings of the Fourth Symposium on Functional Footwear*. Canmore 1999, 56-57.
- Khan, K.M./Cook, J.L./Bonar, F./Harcourt, P./Åstrom, M.: Histopathology of common tendinopathies. Update and implications for clinical management. In: *Sports Medicine* 27 (1999), 393-408.
- Kilmartin, T.E./Pod, F.: Effect of pronation and supination orthosis on Morton's neuroma and lower extremity function. In: *Foot & Ankle* 15 (1994) 5, 256-262.
- Knicker, A.J./Kersting, U.G./Arndt, A.N.: In-shoe pressure distribution parameters for working shoes during working specific movements. In: *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear*. Köln 1995, 22-23.
- Kogler, G.F./Veer, F.B.: The influence of medial and lateral orthotic wedges on loading of the plantar aponeurosis. *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 20-21.
- Koplan, J.P./Powell, K.E./Sikes, R.K./Shirley, R.W./Campbell, G.C.: An epidemiological study of the benefits and risks of running. In: *Journal of the American Medical Association* 248 (1982), 3118-3121.

- Kowal, D.M.: Nature and cause of injuries in women resulting from an endurance training program. In: *American Journal of Sports Medicine* 8 (1991), 265-269.
- Krabbe, B./Baumann, W.: Mechanical properties of running shoes – measurement and modelling. *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994*, 26-27.
- Kramer, J./Schmitz-Beuting, J.: Überlastungsschaden am Bewegungsapparat bei Tennisspielern. In: *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin* 30 (1979), 44-48.
- Krauß, I./Beck, M./Grau, S./Baur, H./Bäurle, W./Maiwald, C./Mayer, F.: Quantification of exertion-dependent pain symptoms in runners with chronic achillobodynia. In: *International Journal of Sports Medicine* 20 (1999), 105.
- Krissoff, W.B./Ferris, W.D.: Runner's injuries. In: *Physician and Sports Medicine* 7 (1979), 11-20.
- Kujala, U.M./Osterman, K./Kvist, M.: Factors predisposing to patellar chondropathy and patellar apicitis. In: *International Journal of Orthopaedics* 10 (1986), 195-200.
- Kvist, M.: Achilles tendon injuries in athletes. In: *Annual Chirurgica and Gynaecologica* 80 (1991), 188-201.
- Kvist, M.: Achilles tendon injuries in athletes. In: *Sports Medicine* 18 (1994) 3, 173-201.
- Lafortune, M.A.: In vivo rearfoot control assessment of court footwear during lateral cutting moves. *Working group on functional footwear. Köln 1995a*, S. 42-43.
- Lafortune, M.A./Hennig, E.M./Lake, M.J.: The roles of initial knee angle and interfaces upon lower limb stiffness and impact loading. In: *Proceedings of the second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995b*, 6-7.
- Lafortune, M.A./Hennig, E.M./Milani, T.: Comparison of treadmill and overground running. In: *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994*, 22-23.
- Lafortune, M.A./Lake, M.J.: Human pendulum approach to simulate and quantify locomotor impact loading. In: *Journal of Biomechanics* 28 (1995c) 9, 1111-1114.
- Lafortune, M.A.: Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. In: *Journal of Biomechanics* 24 (1991) 10, 877-886.

- Lake, M.J./Lafortune, M.A./Valiant, G.A.: In-shoe heel pressure distribution during treadmill running. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 18-19.
- Lake, M.J./Lafortune, M.A.: Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995, 28-29.
- Lawless, D.L./Lafortune, M.A.: Cushioning of footwear under controlled initial lower limb kinematics. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995, 8-9.
- Lee, S./Müller, C.: Forefoot abduction and its relation to changes in foot length. Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokio 1997, 70.
- Leppilaathi, J./Karpakka, J.: Overuse injuries of the achilles tendon. In: Annual of Chirurgica and Gynaecologica 80 (1991), 202-207.
- Li, P./Ladin, Z.: Mathematical modelling of the effect of sole elasticity distribution on pronation. In: Journal of Biomechanics 25 (1992) 5, 501-510.
- Lüthi, S.M./Denoth, J./Kälin, X.: The influence of the shoe on foot movement and shock attenuation in running. In: Biomechanics X-B 1987, 931-935.
- Lüthi, S.M./Frederick, E.C./Hawes, M.R.: Influence of shoe construction on lower extremity kinematics and load during lateral movements in tennis. In: International Journal of Sport Biomechanics 2 (1986), 166-174.
- Lysens, R.J./Ostyn, M.S./Auwaele, Y.V.: The accident-prone and overuse-prone profiles of the young athlete. In: American Journal of Sports Medicine 17 (1989), 612-619.
- Macera, C.A./Pate, R.R./Powel, K.E./Jackson, K.E./Kendrick, J.S.: Predicting lower extremity injuries among habitual runners. In: Archiv of Internal Medicine 149 (1989), 2565-2568.
- Macera, CA: Lower extremity injuries in runners. Advances in prediction. In: Sports Medicine 13 (1992), 50-57.
- MacLellan, G.E./Vyvyan, B.: Management of pain beneath the heel and achilles tendinitis with viscoelastic heel inserts. In: British Journal of Sports Medicine 15 (1982), 117-121.
- Marti, B./Vader, J.P./Minder, C.E./Abelin, T.: On the epidemiology of running injuries. The 1984 Bern Grand-Prix study. In: American Journal of Sports Medicine 16 (1988) 3, 285-293.

- Martin, B./Lamoreux, L./Skinner, H.B.: An ankle-foot orthosis for dynamic alteration of varus/valgus knee moments. In: S.M. Perren/E.Schneider: Biomechanics: Current Interdisciplinary Research. Dordrecht 1985, 561-566.
- Martin, M.A./Gagnon, M./Pierrynowski, M.R.: Ground reaction forces and frontal plane hip, knee and ankle angles during running on a treadmill. In: Biomechanics XI-B 1989, 645-649.
- Martin, P.E./Marsh, A.P.: Step length and frequency effects on ground reaction forces during walking. In: Journal of Biomechanics 25 (1992) 10, 1237-1239.
- Mayer, F./Grau, S./Maiwald, C./Ploog, N./Bäurle, W./Beck, M./Baur, H./Müller, O.: Current changes in running injuries. In: International Journal of Sports Medicine 20 (1999) Supplement, 103.
- Mayer, F./Grau, S.: Laufverletzungen in Deutschland. Interner Forschungsbericht. Tübingen 1999.
- McClay, I.S./Lake, M.J./Cavanagh, P.R.: Muscle activity in running. In: P.R. Cavanagh: Biomechanics of distance running, Champaign 1990, 165-186.
- McClay, I.S./Manal, K.: Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. In: Journal of Applied Biomechanics 13 (1997), 109-124.
- McClay, I.S./Robinson, J.R./Andriacchi, T.P.: A kinematic profile of skills in professional basketball players. In: Journal of Applied Biomechanics 10 (1994a), 205-221.
- McClay, I.S./Robinson, J.R./Andriacchi, T.P.: A profile of ground reaction forces in professional basketball. In: Journal of Applied Biomechanics 10 (1994b), 222-236.
- McCrary, J.L./Martin, D.F./Lowery, R.B./Cannon, D.W./Curl, W.W./Read, H.M./Hunter, D.M./Craven, T./Messier, S.P.: Etiologic factors associated with Achilles tendonitis in runners. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 31 (1999), 1374-1381.
- McKenzie, D.C./Clement, D.B./Taunton, J.E.: Running shoes, orthotics and injuries. In: Sports Medicine 2 (1985), 334-347.
- Milani, T.L.: Perception – the relationship of biomechanical and subjective data. In: Proceedings of the Fourth Symposium on Functional Footwear. Canmore 1999, 9.

- Milani, T.L./Hennig, E.M./Valiant, G.A.: Perception of biomechanical variables for running in footwear of varying midsole stiffness. Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995a, 26-27.
- Milani, T.L./Hennig, E.M.: Restriction of foot inversion by trekking shoes in unexpected ankle turns. Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 24-25.
- Milani, T.L./Schnabel, G.: Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. In: Journal of Applied Biomechanics 11 (1995b), 177-187.
- Miller, D.I.: Ground reaction forces in distance running. In: P.R. Cavanagh: Biomechanics of distance running. Champaign 1990, 203-224.
- Movin, T./Kristoffersen-Wiberg, M./Shalabi, A.: Intratendinous alterations as imaged by ultrasound and contrast medium enhanced magnetic resonance in chronic achillodynia. In: Foot and Ankle 19 (1998), 311-317.
- Munro, C.F./Miller, D.I./Fuglevand, A.J.: Ground reaction forces in running: a reexamination. In: Journal of Biomechanics 20 (1987) 2, 147-155.
- Nachbauer, W./Nigg, B.M.: Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 24 (1992) 11, 1264-1269.
- Newell, S.G./Bramwell, S.T.: Overuse injuries to the knee in runners. In: Physician and Sportsmedicine 12 (1984) 3, 80-92.
- Niculescu, V./Matusz, P.: The clinical importance of the calcaneal tendon vasculature. In: Morphology and Embryology 34 (1988), 5-8.
- Nigg, B.M.: External force measurements with sport shoes and playing surfaces. In: B.M. Nigg/B.A. Kerr: Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. Calgary 1983, 11-23.
- Nigg, B.M.: Load analysis and sports injuries in the lower extremities. In: Sports Medicine 2 (1985), 367-379.
- Nigg, B.M.: Biomechanics of running shoes. Human Kinetics Publishers, Champaign 1986.
- Nigg, B.M.: Biomechanical analysis of ankle and foot movement. In: Medicine and Sports in Science 19 (1987a), 22-29.

- Nigg, B.M.: Biomechanical and orthopaedic concepts in sport shoe construction. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 14 (1992a), 595-602.
- Nigg, B.M./Bahlsen, A.H.: Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination and impact forces for heel-toe running. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 4 (1988a), 205-219.
- Nigg, B.M./Bahlsen, H.A./Lüthi, S.M.: The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. In: *Journal of Biomechanics* 20 (1987b) 10, 951-959.
- Nigg, B.M./Bobbert, M.: On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries. In: *Journal of Biomechanics* 23 (1992b), S3-12.
- Nigg, B.M./Cole, G.K./Nachbauer, W.: Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. In: *Journal of Biomechanics* 26 (1993) 8, 909-916.
- Nigg, B.M./Denoth, J./Neukomm, P.A.: Quantifying the load on the human body: Problems and some possible solutions. In: *Biomechanics VII* (1981), 88-99.
- Nigg, B.M./Eberle, G./Frei, D.: Biomechanische Analyse von Fußinsuffizienzen. In: *Medizinisch-Orthopädische Technik* 97 (1977) 6, 178-180.
- Nigg, B.M./Fisher, V.: Range of motion of the foot as a function of age. In: *Foot & Ankle* 13 (1992c) 6, 336-343.
- Nigg, B.M./Herzog, W./Read, L.J.: Effect of viscoelastic shoe insoles on vertical impact forces in heel-toe running. In: *The American Journal of Sports Medicine* 16 (1988b) 1, 70-76.
- Nigg, B.M./Lüthi, S.: Bewegungsanalysen beim Laufschuh. In: *Sportwissenschaft* 10 (1980) 3, 309-320.
- Nigg, B.M./Morlock, M.: The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 19 (1987c) 3, 294-302.
- Nigg, B.M./Segesser, B.: Biomechanical and orthopaedic concepts in sport-shoe design. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1992d) 5, 595-602.
- Nummela, A./Stray-Gundersen, J.: Effects of fatigue on stride characteristics during a short-term maximal run. In: *Journal of Applied Biomechanics* 12 (1996), 151-160.

- Ottaviani, R.A./Ashton-Miller, J.A.: Basketball shoe height and the maximal muscular resistance to applied ankle inversion and eversion moments. In: *The American Journal of Sports Medicine* 23 (1995) 4, 418-423.
- Pagliano, J./Jackson, D.: The ultimate study of running injuries. In: *Runner's World* 1980, 42-50.
- Payne, A.H.: A comparison of the ground forces in race walking with those in normal walking and running. In: *Biomechanics VII* (1981), 293-301.
- Pinshaw, R./Atlas, V./Noakes, T.D.: The nature and response to therapy of 196 consecutive injuries seen at a runner's clinic. In: *South African Medical Journal* 65 (1984), 291-298.
- Pisciotta, J./Simon, S.R./Quesada, P./Leurgans, S.: Foot pressure in children and infants. In: *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear*. Calgary 1994, 8-9.
- Podzielnny, S./Hennig, E.M.: Restriction of foot supination by ankle braces in sudden fall situations. *Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear*. Köln 1995, 46-47.
- Reinschmidt, C./Nigg, B.M.: Influence of heel height on ankle joint movements in running. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27 (1995), 410-16.
- Reinschmidt, C./Nigg, B.M.: Current issues in the design of running and court shoes. In: *Sportverletzung -- Sportschaden* 14 (2000), 71-81.
- Robinson, J.R./Frederick, E.C./Cooper, L.B.: Systematic ankle stabilization and the effect on performance. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 18 (1986) 6, 625-628.
- Röcker, K./Schotte, O./Niess, A./Horstmann, T./Dickhuth, H.: Predicting competition performance in long distance running by means of a treadmill test. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30 (1998) 10, 1552-1557.
- Ross J: A review of lower limb overuse injuries during basic military training. Part I: Types of overuse injuries. In: *Military and Medicine* 158 (1993), 410-15.
- Roy, S./Irvin, R.: *Sports medicine. Prevention, evaluation, management and rehabilitation*. Englewood 1983.
- Schmidtbleicher, D.: Innervationsverhalten bei Landungen auf unterschiedlich harten Matten. In: *Symposium ITB* 1980.

- Schnabel, G./Hennig, E.M./Milani, T.L.: The influence of running speed on rearfoot motion, tibial acceleration and in-shoe pressure distribution. In: Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 16-17.
- Schneider, E./Chao, E.Y.: Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. In: Journal of Biomechanics 16 (1983) 8, 591-601.
- Scott, S.H./Winter, D.A.: Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. In: Journal of Biomechanics 24 (1991) 8, 743-752.
- Scranton, P.E./Pedegana, L.P./Whitesel, J.P.: Gait analysis: Alteration in support phase forces using supportive devices. In: The American Journal of Sports Medicine 10 (1982) 1, 6-11.
- Segesser, B./Goesele, A.: Die Achillessehne im Sport. In: Der Orthopäde 24 (1995), 252-267.
- Shorten, M.R./Winslow, D.S.: Spectral analysis of impact shock during running. In: Journal of Applied Biomechanics 8 (1992), 288-304.
- Siegler, S./Lapointe, S.: An instrumented linkage to measure the level of support provided to the ankle joint by high-top athletic footwear. Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear. Calgary 1994, 10-11.
- Smith, L./Clarke, T.E.: The effect of soft and semi-rigid orthoses upon rearfoot movement in running. In: Podiatric Sports Medicine 4 (1986) 76, 227-233.
- Snel, J.G./Delleman, D.J./Heerkens, Y.F.: Shock-absorbing characteristics of running shoes during actual running. In: Biomechanics IX-A. Champaign 1985, 134-138.
- Sobotta, J.: Atlas der Anatomie des Menschen. Band 2. München 1982, 314.
- Soma, C.A./Mandelbaum, B.R.: Achilles tendon disorders. In: Clinical Sports Medicine 13 (1994), 811-823.
- Soutas-Little, R.W./Beavis, G.C./Verstaete, M.C./Markus, T.L.: Analysis of foot motion during running using a joint coordinate system. In: Medicine and Science in Sports and Exercise 19 (1987) 3, 285-293.
- Stacoff, A.P.: Skeletal lower extremity motions during running. Doctoral dissertation. Calgary 1998.

- Stacoff, A./Kälin, X.: Pronation and sport shoe design. In: B.M. Nigg/B.A. Kerr: Biomechanical aspects of sport shoes and playing surfaces. Calgary 1983, 143-151.
- Stacoff, A./Lüthi, S.M.: Special aspects of shoe construction and foot anatomy. In: B.M. Nigg (Hrsg.): Biomechanics of running shoes. Champaign 1986, 117-138.
- Stacoff, A./Reinschmidt, CH./Stüssi, E.: The movement of the heel within a running shoe. In: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24 (1992) 6, 695-701.
- Stacoff, A./Steger, J.: Die Kontrolle des Rückfußes bei Seitwärtsbewegungen im Sport. In: *Sportverletzung - Sportschaden* 7 (1993a), 22-29.
- Stacoff, A./Stüssi, E.: Äußere Stabilisatoren im Fußbereich. In: *Sportverletzung - Sportschaden* 7 (1993b), 200-205.
- Steele, J.R./Milburn, P.D.: Effect of different synthetic sport surfaces on ground reaction forces at landing in netball. In: *International Journal of Sport Biomechanics* 4 (1988), 130-145.
- Stefanyshyn, D./Nigg, B.M.: Shoe insert construction influences foot and leg movement. *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 28-29.
- Stergiou, N./Bates, B.T.: Running impact force modeling. In: *Proceedings of the First Symposium on Functional Footwear*. Calgary 1994, 38-39.
- Stüssi, E./Kälin, X./Stacoff, A.: Biomechanische Aspekte zu Sportschuhen. *Interner Bericht der ETH Zürich* 1984, 1-30.
- Subotnick, S.: The flat foot. In: *The Physician and Sports Medicine* 9 (1981) 8, 85-91.
- Subotnick, S.: Force acting on the lower extremity. In: S. Subotnick: *Sports Medicine of the lower extremity*. Churchill Livingstone 1989, 179-200.
- Subotnick, S.: *Sports medicine of the lower extremity*. New York 1989.
- Taunton, J.E./Clement, D.B./Smart, G.W./Wiley, J.P./McNicol, K.L.: A triplanar electrogoniometer investigation of running mechanics in runners with compensatory overpronation. In: *Canadian Journal of Applied Sport Science* 10 (1985) 3, 104-115.
- Thompson, M./Lüthi, S.: Effects of running shoe sole construction on dynamic foot stability. *Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear*. Tokio 1997, 60-61.

- Valiant, G.: Transmission and attenuation of heelstrike accelerations . In: P.R. Cavanagh: Biomechanics of distance running, Champaign 1990, 225-247.
- Valiant, G.A.: Friction - Slipping - Traction. In: Sportverletzung - Sportschaden 7 (1993), 171-178.
- Valiant, G.: Perception of running shoe cushioning. In: Proceedings of the Second Symposium on Functional Footwear. Köln 1995, 32-33.
- Valliant, P.M.: Personality and injury in competitive runners. In: Perception and Motor Skills 53 (1981), 251-253.
- Van Gheluwe, B./Tielemans, R./Roosen, P.: The influence of heel counter rigidity on rearfoot motion during running. In: Journal of Applied Biomechanics 11 (1995), 47-67.
- Van Mechelen, W.: Running Injuries. A review of the epidemiological literature. In: Sports Medicine 14 (1992), 320-335.
- Van Woensel, W./Cavanagh, P.R.: A perturbation study of lower extremity motion during running. In: International Journal of Sport Biomechanics 8 1992, 30-47.
- Walter, S.D./Hart, L.E./McIntosh, J.M./Sutton, J.R.: The Ontario cohort study on running-related injuries. In: Archiv of Internal Medicine 149 (1989), 2561-2564.
- Williams, K.R./Cavanagh, P.R.: Biomechanical studies of elite female distance runners. In: International Journal of Sports Medicine 8 (1987) Supplement, 107-118.
- Williams, K.R./Ziff, J.L.: Changes in distance running mechanics due to systematic variations in running style. In: International Journal of Sport Biomechanics 7 (1991), 76-90.
- Winter, D.A.: Overall principle of lower limb support during stance phase of gait. In: Journal of Biomechanics 1980, 923-927.
- Winter, D.A.: Moments of force and mechanical power in jogging. In: Journal of Biomechanics 16 (1983) 1, 91-97.
- Woensel, W./Cavanagh, P.R.: A perturbation study of lower extremity motion during running. In: International Journal of Sport Biomechanics 8 (1992), 30-47.
- Wojcieszak, C.M./Frederick, E.C.: Determining the impact characteristics of replacement insoles. In: Proceedings of the Second Symposium in Functional Footwear. Köln 1995, 36-37.

- Xia, B./Robinson, J.: A 3-D evaluation of footwear stability in lateral movements. Proceedings of the Third Symposium on Functional Footwear. Tokio 1997, 46-47.
- Yingling, V.R./Yack, H.J./White, S.C.: The effect of rearfoot motion on attenuation of the impulse wave at impact during running. In: Journal of Applied Biomechanics 12 (1996), 313-325.
- Zamora, A.J./Marini, J.F.: Tendon and myo-tendinous junction in an overloaded skeletal muscle of the rat. In: Anatomy and Embryology 179 (1988), 89-96.

Prüfende Statistik Messgröße G

a) Abrollvorgang Barfuß

Summary of Fit	Rsquare	0.95
	Rsquare Adj.	0.89
	Root Mean Square Error	7.22
	Mean of Response	74.88
	Observations	112

ANOVA		Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Model	51668	17.35	57	<0.0001
	Error	2820		54	
	Total	54488		111	

Effect Test	Source	Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Geschlecht	1.45	0.1	1	0.87
	Messung	333.9	6.4	1	0.11
	Gruppe	3534	4.6	2	0.01
	ID [Gruppe]	41375.3	15.5	51	<0.0001

b) Abrollvorgang im eigenen Schuh

Summary of Fit	Rsquare	0.90
	Rsquare Adj.	0.80
	Root Mean Square Error	7.49
	Mean of Response	33.6
	Observations	80

ANOVA		Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Model	20492	9.11	40	<0.0001
	Error	2190		39	
	Total	22683		79	

Effect Test	Source	Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Geschlecht	270.4	0.96	1	0.33
	Messung	1.51	0.005	1	0.94
	Gruppe	644.4	1.1	2	0.32
	ID [Gruppe]	19021.6	9.40	36	<0.0001

c) Abrollvorgang im neutralen Schuh

Summary of Fit	Rsquare	0.88
	Rsquare Adj.	0.73
	Root Mean Square Error	9.10
	Mean of Response	35.31
	Observations	70

ANOVA		Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Model	18788	5.66	40	<0.0001
	Error	2404		29	
	Total	21193		69	

Effect Test	Source	Sum of squares	F ratio	DF	Prob>F
	Geschlecht	1.45	0.1	1	0.25
	Messung	48.6	0.58	1	0.67
	Gruppe	1430.3	8.6	2	0.39
	ID [Gruppe]	15246	5.25	51	<0.0001